

EIN SELBSTADHÄSIVES FLIEßFÄHIGES  
KOMPOSIT IM VERGLEICH

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Stefan Wenk**

**geboren am 08.08.1988 in Hohenmölsen**

**Gutachter**

- 1. Frau PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt, Jena**
- 2. Frau Prof. Dr. med. habil. Roswitha Heinrich-Weltzien, Jena**
- 3. Herr Prof. Dr. med. dent. habil. Bernd Kordaß, Greifswald**

**Tag der öffentlichen Verteidigung: 01.07.2014**

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Zusammenfassung	1
2 Einleitung	3
2.1 Anatomie der Zahnhartsubstanz	3
2.1.1 Schmelz	3
2.1.2 Dentin	3
2.2 Komposit	4
2.3 Bedeutung und Anwendung von Schmelz- und Dentinadhäsiven	6
2.4 Adhäsion	7
2.4.1 Haftung am Schmelz	8
2.4.2 Haftung am Dentin	10
2.5 Einteilung der Adhäsivsysteme	13
2.6 Befestigungskomposite	14
2.7 Vertise™ Flow	15
3 Ziele der Arbeit	16
4 Material und Methoden	17
4.1 Verwendete Werkstoffe	17
4.1.1 Total-Etch-Produkte	17
4.1.2 Self-Etch-Produkte	18
4.1.3 Komposite	21
4.1.4 Befestigungskomposite	24
4.1.5 Sonstige Materialien	29
4.2 Verwendete Geräte	30
4.3 Prüfkörperherstellung	34
4.3.1 Druck-Scherfestigkeit	34
4.3.1.1 Vorbereitung Zähne	34
4.3.1.2 Teilversuch mit Adhäsivsystemen	34
4.3.1.3 Teilversuch mit Befestigungskompositen	34
4.3.1.4 Teilversuch mit fließfähigen Kompositen	36
4.3.1.5 Teilversuch mit Vertise™ Flow	36
4.3.1.6 Durchführung Druck-Scherfestigkeit	36
4.3.2 Mechanische Eigenschaften	37

4.3.2.1	Prüfkörperherstellung	38
4.3.2.2	Befestigungskomposite	38
4.3.2.3	Biegefestigkeit (Drei-Punkt-Biegebruch)	38
4.3.2.4	Elastizitätsmodul	39
4.3.2.5	Vickers-Härte	39
4.4	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung an Schmelz/Dentin	40
4.4.1	Vorbereitung Schmelz	40
4.4.2	Vorbereitung Dentin	40
4.4.3	Herstellung Prüfkörper	40
4.4.4	Durchführung rasterelektronenmikroskopischer Untersuchungen	41
4.5	Statistische Auswertung	42
4.5.1	Ermittlung des Mittelwerts	42
4.5.2	Ermittlung der Standardabweichung	42
4.5.3	Statistische Absicherung	43
5	Ergebnisse	44
5.1	Ergebnisse Druck-Scherversuch: Dentin	44
5.1.1	Vergleich Vertise™ Flow/Adhäsivsysteme	44
5.1.2	Vergleich Adhäsivsysteme 24-Stundenwerte/25 000 TLW	45
5.1.3	Vergleich Vertise™ Flow/Fließfähige Komposite	46
5.1.4	Vergleich Vertise™ Flow/Befestigungskomposite	47
5.1.5	Vergleich Befestigungskomposite: Licht-/Dunkelhärtung/25 000 TLW	48
5.3	Ergebnisse mechanische Eigenschaften	51
5.3.1	Vergleich Vertise™ Flow/fließfähige Komposite	51
5.3.2	Vergleich Vertise™ Flow/Befestigungskomposite	53
5.4	Ergebnisse REM	55
6	Diskussion	60
6.1	Druck-Scherfestigkeit	60
6.1.2	Ergebnisse Lichthärtung gegenüber Dunkelhardtung dualhärtender Befestigungskomposite	62
6.2	TLW	63
6.2.1	Vertise™ Flow	63
6.2.2	Adhäsivsysteme	63
6.2.3	Befestigungskomposite	65
6.3	Mechanische Eigenschaften	68

6.4	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen	69
6.5	Betrachtung aus klinischer Sicht und Weiterentwicklung	70
7	Schlussfolgerungen	73
8	Literatur- und Quellenverzeichnis	74
9	Tabellenanhang	83
9.1	Druck-Scherfestigkeit	83
9.1.1	Druck-Scherfestigkeit: Dentin	83
9.1.2	Druck-Scherfestigkeit: Schmelz	85
9.2	Mechanische Eigenschaften	86
9.3	Heteroskedastischer t-Test	88
9.3.1	Druck-Scherfestigkeit: Dentin	88
9.3.2	Druck-Scherfestigkeit: Schmelz	90
9.3.3	Mechanische Eigenschaften Befestigungskomposite	91
9.3.4	Mechanische Eigenschaften fließfähige Komposite	92
10	Anhang	94

## Abkürzungsverzeichnis

4-MET	4-Methacryloyloxyethyl-trimellitat
Bis-GMA	Bisphenol-A-di-(2-hydroxy-propoxy-)dimethacrylat
Bis-MPEPP	Bisphenol-A-Polyethoxy-Methacrylat
CHPO	Cumolhydroperoxid
EBADMA	ethoxyliertes Bisphenol A-dimethacrylat
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
EGDMA	Ethylenglykol-dimethacrylat
FH	Fachhochschule
FSU	Friedrich-Schiller-Universität
GPa	Gigapascal
GPDM	Glycerophosphat-dimethacrylat
HCl	Salzsäure
kp	Kilopond
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
MEHQ	4-Methoxyphenol
MDP	10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat
mm	Millimeter
µm	Mikrometer
MMA	Methylmethacrylat
MPa	Megapascal
NaCl	Natriumchlorid

nm	Nanometer
PENTA	phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz
PMMA	Polymethylmethacrylat
REM	Rasterelektronenmikroskop
SÄT	Säure-Ätz-Technik
SCA	Self-Cure Activator
SCD	Sensor Control Display
sec	Sekunde
SiC	Siliciumcarbid
TCB-Harz	Carbonsäure-modifiziertes Dimethacrylat
TEGMA	Triethylenglycol-dimethacrylat
TLW	Temperaturlastwechsel
UDMA	Urethan-dimethacrylat

# 1 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Ermittlung der mechanischen Eigenschaften des selbstadhäsiven, fließfähigen Komposits Vertise™ Flow (Kerr™) im Vergleich zu anderen fließfähigen Kompositen und Befestigungskompositen. Weiter wurde die Haftfestigkeit zur Zahnhartsubstanz mittels Druck-Schertest des selbstadhäsiven, fließfähigen Komposits, fließfähiger Komposite mit Adhäsivsystemen, eines stopfbaren Komposits mit Adhäsivsystemen, Befestigungskompositen und selbstadhäsiven Befestigungskompositen ermittelt.

Zum Vergleich wurden gemäß der Herstellervorgaben verwendet:

- die Adhäsivsysteme AdheSE® One F (Ivoclar, Vivadent), Bond Force (Tokuyama), i|BOND® Self Etch (Heraeus Kulzer), OptiBond™ FL (Kerr™), OptiBond™ XTR (Kerr™), Xeno® V+ (Dentsply DeTrey®), XP-Bond™ (Dentsply DeTrey®),
- die fließfähigen Komposite Estelite Flow Quick High Flow (Tokoyama), Estelite Flow Quick (Tokoyama), Venus® Diamond Flow (Heraeus Kulzer),
- die selbstadhäsiven Befestigungskomposite Bistite II DC (Tokoyama), Breeze (Pentron), Clearfil™ SA Cement (Kuraray), G-Cem (GC), RelyX™ Unicem 2 Automix (3M Espe), Smart Cem® 2 (Dentsply DeTrey®), SpeedCEM (Ivoclar Vivadent),
- sowie die Befestigungskomposite Bistite II DC (Tokoyama), NX3 + OptiBondFL™ (Kerr™).

Der experimentelle Vergleich der Druck-Scherfestigkeit erfolgte an humanem Dentin und Schmelz. Die zylindrischen Prüfkörper, welche außer bei der Anwendung von Vertise™ Flow und den fließfähigen Kompositen aus dem Komposit Ceram•X™ mono (Dentsply DeTrey®) mit den Maßen 2 mm x 5 mm bestanden, wurden mit einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min parallel zur Dentin-/Schmelzfläche abgeschert. Die in PMMA eingebetteten humanen Zähne wurden auf Dentin oder Schmelz geschliffen und die Oberfläche anschließend mit Schleifpapier (SiC 320) unter Wasserzufuhr poliert.



Es erfolgte eine künstliche Alterung durch 25 000 Temperaturlastwechsel (TLW) zwischen 5 °C und 55 °C.

Zur experimentellen Ermittlung der Biegefestigkeit wurde bei gleichzeitiger Bestimmung des Elastizitätsmoduls ein Drei-Punkt-Biegebruch durchgeführt. Die Prüfkörper der Größe 2 mm x 2 mm x 25 mm wurden bei einer Stützweite von 20 mm und einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Bruch belastet.

Zur Bestimmung der Vickers-Härte wurde auf die Prüfkörper eine Diamantpyramide (Belastung von 5 kg für 20 sec) aufgebracht. Die entstandene Impression wurde anschließend lichtmikroskopisch vermessen.

Zur Veranschaulichung der Ergebnisse wurden rasterelektronenmikroskopische Bilder angefertigt.

Die Messwerte wurden statistisch ausgewertet und der t-Test nach Student zur Absicherung der Ergebnisse durchgeführt.

Vertise™ Flow schnitt als Produkt mit den geringsten Druck-Scherfestigkeitswerten sowohl zum Dentin (3,1 MPa), als auch zum Schmelz (2,9 MPa) ab.

Beim Vergleich der ermittelten Elastizitätsmodulwerte erzielte nur das fließfähige Komposit Venus® Diamond Flow ein geringeres Ergebnis als Vertise™ Flow.

Im Vergleich der Biegefestigkeit konnte Vertise™ Flow bessere Ergebnisse als die Befestigungskomposite Clearfil™ SA Cement, NX3, RelyX™ Unicem 2 Automix und SpeedCem erzielen.

Im Vergleich der Vickers-Härte schnitt abermals nur das fließfähige Komposit Venus® Diamond Flow schlechter ab als Vertise™ Flow.

Die rasterelektronenmikroskopischen Bilder wurden zur Veranschaulichung und Unterstützung der Ergebnisse angefertigt. Auch hier zeigte Vertise™ Flow nur unregelmäßige „tags“, die den geringen Druck-Scherfestigkeitswerten entsprachen.

Diese Ergebnisse entsprechen den eng gesteckten Indikationen für Vertise™ Flow des Herstellers, welche auch unbedingt eingehalten werden sollten.

## **2 Einleitung**

### **2.1 Anatomie der Zahnhartsubstanz**

#### **2.1.1 Schmelz**

Der Schmelz ist das härteste Zellprodukt des Organismus mit einer Vickers-Härte von 300 - 400 HV (Gängler und Arnold 2005). Er besteht zu 98 % aus anorganischem Material, 90 % davon sind Calciumphosphat (Tackmann 1977). Der Schmelz wird im Glockenstadium der Zahnentwicklung von den Ameloblasten im inneren Schmelzepithel gebildet. Diese geben die Schmelzmatrix ab, welche vorwiegend aus nicht kollagenem Bindegewebe besteht. Die anschließend keimenden Apatitkristalle werden rasch mineralisiert. Die zentrifugal wandernden Ameloblasten bündeln die Schmelzkristalle in der Matrix zu einem Schmelzprisma. Die Matrixsekretion und die damit sofort einsetzende Mineralisation des Schmelzes erfolgt in Schüben. Im Schmelzschliff wird dies als Retzius-Linien erkennbar (Gängler und Arnold 2005). Die Verzahnung der Prismen untereinander erfolgt entweder nach dem „Schlüssellochtyp“ (Meckel et al. 1965) oder dem „Pferdehuftyp“ (Waldeyer und Fanghänel 2003). Die Prismen setzen am Dentin an und strahlen zur Schmelzoberfläche aus. Durch den zum Teil gewundenen Verlauf der Prismen entstehen Überlagerungen, welche zu einer veränderten Lichtbrechung führen. Diese, als dunkle Streifen erkennbaren Gebilde, verlaufen senkrecht zur Schmelzoberfläche. Man nennt sie Hunter-Schreger'sche-Streifen (Tackmann 1977).

#### **2.1.2 Dentin**

Auf das Dentin entfällt die größte Masse der Zahnhartsubstanz. Es besteht aus 28 % organischer Grundsubstanz und Fasern, sowie 72 % anorganischen Substanzen (67 % Hydroxylapatit, Calciumcarbonat, Magnesiumphosphat, Calciumfluorid). Dentin besitzt eine geringere Härte als Schmelz. Von der Pulpahöhle in Richtung Oberfläche wird das Dentin von Dentinkanälen durchzogen. In deren Lumen verläuft der Cytoplasmafortsatz der Odontoblasten, welchen man Tome'sche Faser nennt (Tackmann 1977). Das Dentin wird in mehrere Abschnitte geteilt. Die 0,5 mm dicke Schicht des schwächer mineralisierten Manteldentins beginnt an der Schmelz-beziehungsweise Zement-Dentingrenze. Das zirkumpulpale Dentin wird nach dem

Manteldentin gebildet. Durch eine rhythmische Sekretion und Mineralisation entstehen die sogenannten von Ebner-Linien. Linien, welche deutlich hervorgehoben sind, werden als Owen-Konturlinien bezeichnet. Peritubuläres Dentin besitzt einen hohen Mineralisationsgrad und grenzt direkt an die Dentintubuli. Prädentin wird an der pulpalen Seite des Dentins stetig neu gebildet. Der Bereich zwischen den Dentintubuli wird als intertubuläres Dentin bezeichnet und besitzt einen hohen Anteil an kollagenen Fasern. Die Neubildung von Dentin erfolgt lebenslang. Die Odontoblastenfortsätze ziehen sich dadurch ständig in Richtung Pulpalumen zurück. Damit verbunden ist die Querschnittsverkleinerung sowohl der Dentinkanälchen, als auch der Pulpahöhle. Durch diese Vorgänge nimmt auch die Sensibilität des Dentins ab (Waldeyer und Fanghänel 2003).

## 2.2 Komposit

Komposite („composite material“, aus dem Englischen für Verbundwerkstoff) bestehen aus einer organischen Matrix, in die mit Hilfe einer Verbundphase (organische Siliciumverbindungen) anorganische Füllstoffe durch direkte chemische Bindungen einbezogen sind (Geis-Gerstorfer und Marxkors 2008).

Die organische Matrix kann enthalten:

- Monomere (z.B. Bis-GMA, UDMA)
- Verdünner (z.B. TEGMA, EGDMA)
- Initiatoren (z.B. Campherchinon, Benzoylperoxid)
- Hilfssubstanzen (Akzeleratoren, UV-Absorber, Stabilisatoren, Inhibitoren, Weichmacher, Pigmente, Siliciumdioxidcluster)

Füllstoffe können sein:

- splitter- oder kugelförmige Vorpolymerisate der Matrix
- gesinterte und zerkleinerte Siliciumdioxidteilchen
- Glaspartikel
- Ytterbiumtrifluorid
- Barium- und Strontiumsalze

Die Verbundphase entsteht durch die Silanisierung (Reaktion mit einem Silan, z.B. 3-Methacryl-propyl-trimethoxysilan) und ermöglicht eine Verbindung der organischen Matrix mit den anorganischen Füllstoffen (Städtler 2005).

Die Grundlage für moderne Komposite wurde bereits 1843 gelegt, als Reitenbacher die bis heute als Basis der Prothesenkunststoffe geltende Acrylsäure synthetisierte (Schneider 1995). Das strukturell davon abgeleitete, primär kurzkettige MMA polymerisiert unter Aufspaltung der C=C Doppelbindung zu dem langkettigen PMMA (Szep 2005). Daraufhin meldete 1936 die Firma Kulzer mit dem Produkt Paladon ein Patent für den ersten methacrylatbasierten Prothesenkunststoff an. Dieser Kunststoff wurde Ende der 60-er Jahre als Ersatz für Silikatzemente als Füllungswerkstoff eingesetzt. Allerdings gab es eine hohe Polymerisationsschrumpfung, die man mit vorpolymerisierten Anteilen verringern wollte (Kunzelmann 2008). Das Prinzip der vorpolymerisierten Anteile machte sich Bowen 1956 zu Nutze, in dem er feine Partikel aus Siliziumdioxid und Porzellan verwendete, die in eine Matrix aus Epoxidharz eingebettet waren (Bowen 1956). Da die Abbindereaktion der Epoxide sehr feuchtigkeitsempfindlich war, wurden die Seitenketten des Monomers substituiert und es entstand das Bowen-Monomer (Bis-GMA). Dieses wurde 1962 zum Patent angemeldet. Ein bedeutender Entwicklungsschritt wurde 1977 mit der kommerziellen Einführung der Lichthärtung gemacht (Kunzelmann 2008). Die Idee dazu entstand allerdings schon 1970 (Buonocore 1970).

Eine Einteilung der Komposite ist über die Größe der Füllkörper möglich. Bei einer durchschnittlichen Füllkörpergröße von  $> 100 \mu\text{m}$  werden die Füller als Megafüller, bei  $10 - 100 \mu\text{m}$  als Makrofüller (in ersten Kompositen verwendet), bei  $1 - 10 \mu\text{m}$  als Midifüller, bei  $0,1 - 1 \mu\text{m}$  als Minifüller, bei  $0,01 - 0,1 \mu\text{m}$  als Mikrofüller und bei  $0,005 - 0,01 \mu\text{m}$  als Nanofüller bezeichnet. Die Kombinationen verschiedener Füllkörpergrößen und -arten beeinflussen die werkstoffkundlichen Eigenschaften stark. So steigt zum Beispiel bei zunehmendem Füllkörpervolumen die Viskosität des Werkstoffes. Die Optimierung der Komposite durch Veränderung der Füllkörper ist zurzeit weitgehend ausgereizt, weshalb eine Weiterentwicklung im Bereich der Monomere im Mittelpunkt werkstoffkundlicher Forschung steht. Somit können die heutigen Komposite auch nach ihren Monomersystemen unterteilt werden. Man unterscheidet in reine Methacrylate, säuremodifizierte Methacrylate und ringöffnende

Epoxide (Kunzelmann 2008). Man kann allerdings ebenso nach der Art der Aushärtung (chemischhärtende, lighthärtende und dualhärtende Komposite) und nach der Viskosität (konventionelle, fließfähige und stopfbare Komposite) einteilen (Szep 2005).

## **2.3 Bedeutung und Anwendung von Schmelz- und Dentinadhäsiven**

Adhäsivsysteme ermöglichen eine Adhäsion zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial (Haller und Blunck 2008). Diese adhäsive Verankerung schafft die Voraussetzung, die Polymerisationsschrumpfungen weitgehend zu kompensieren und eine dauerhafte Restaurationen herzustellen (Frankenberg 2006). Dadurch ist eine minimalinvasive Präparation ohne mechanische Retentionen möglich, bei der bedarfs- oder defektorientiert ein Zugang zur kariösen Läsion geschaffen wird (Schmidseder et al. 2009). Durch dieses Vorgehen wird die gesunde Zahnhartsubstanz geschont (Barfuß 2011). Der Zahn selbst wird durch den Verbund zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz stabilisiert (Denner 2011). Des Weiteren kann Schmelz, welcher nicht von darunter liegendem Dentin unterstützt wird, erhalten und stabilisiert werden (Holan et al. 1997).

Black's „Extension for Prevention“ (Black 1891) ist heute noch bedingt gültig. So werden die Präparationsränder in die Bereiche gelegt, die der Mundhygiene zugänglich sind, anstatt in Bereiche der Selbstreinigung und Kariesimmunität (Hellwig et al. 2013).

Eine präventive Extension über die kariöse Zahnhartsubstanz bei der Präparation wird nur angestrebt, wenn dadurch die Prognose der Restauration verbessert wird. Wichtig ist allerdings eine Übersichtsform bei der Präparation anzulegen, bei der der Behandler die Karies sicher entfernen kann. Das Anlegen der Widerstandsform ist bei der adhäsiven Therapie nicht von Nöten, da ein präparativer Widerstand durch den adhäsiven Verbund überflüssig wird (Meyer-Lückel et al. 2012).

Ein Verhindern der Überextension der Präparation ermöglicht es die stabile Zahnhartsubstanz zu erhalten und somit die Lebensdauer der Zähne zu verlängern (Osborne und Summitt 1998).

Ebenso ist es neben der Anwendung von Kompositen an der Zahnhartsubstanz möglich, metallische und keramische Materialien, sowie Komposite selbstadhäsiv zu verankern. Es entsteht also die Möglichkeit defekte Restaurationen mit Hilfe von Kompositen zu reparieren (Staehle 2011), was als eine Ergänzung des restaurativen Therapiespektrums zu sehen ist (Staehle 2009). Dabei ist stets darauf zu achten, dass jede zu reparierende Restauration anders vorzubehandeln ist (Frankenberger 2007, Kimmich und Stappert 2013).

## **2.4 Adhäsion**

Adhäsion („adhaerere“, aus dem Lateinischen für haften, sich festklammern an, hängen an) beschreibt die Anziehung zwischen Molekülen auf einer Oberfläche. Als Adhärens wird die aufnehmende Fläche, als Adhäsiv das aufziehende Material bezeichnet. Die Stärke der Adhäsion wird von der Zahl der Haftpunkte pro Fläche und Größe der Anziehungen an diesen Haftpunkten bestimmt. Da die Adhäsion von den molekularen Anziehungskräften zwischen den Oberflächen abhängig ist, wird sie nur bei engstem Kontakt wirksam (Abstand von 0,1 - 0,2 nm) (Haller und Blunck 2008).

In der Zahnmedizin wird der Begriff der Adhäsion verwendet, um den Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und zahnmedizinischen Materialien zu beschreiben (Flury 2011).

Die Adhäsion setzt sich zusammen aus mechanischer und chemischer Retention, wobei diese bei Schmelz und Dentin unterschiedlich erzeugt werden.

### **Mechanische Retention**

Die Voraussetzung für eine gute Adhäsion ist eine dauerhaft enge Verbindung zwischen den zu verbindenden Körpern. Da dies nicht zu 100 % möglich ist, wird etwas benötigt, um den vorhanden Spaltraum zu füllen. Hierfür werden niedrigviskose Adhäsive verwendet. Außerdem wird eine entsprechende Adhäsion durch eine gute Benetzbarkeit des Substrates und eine raue Substratoberfläche ermöglicht. Durch eine raue Substratoberfläche wird zusätzlich zu der Adhäsion auf atomarer Ebene eine mechanische Retention geschaffen. Werden diese Retentionen

optimal mit einem Adhäsiv aufgefüllt, kommt es zur mechanischen Adhäsion, welche auf geometrischen und rheologischen Effekten beruht (Haller und Blunck 2008).

### **Chemische Retention**

Die chemische Haftung basiert auf primärer und sekundärer/physikalischer Adhäsion. Eine primäre chemische Haftung liegt vor, wenn Elektronen von zwei Atomen gemeinsam genutzt werden, wobei kovalente oder ionische Bindungen entstehen. Anziehungen zwischen polaren Gruppen und Wasserstoffbrückenbindungen werden als sekundär chemische oder physikalische bezeichnet. Aufgrund der geringen Reichweite, sind nur die über 10 nm hinausgehenden Kräfte bei Anwendung an der Zahnhartsubstanz für diese Art der Adhäsion relevant (Haller und Blunck 2008).

#### **2.4.1 Haftung am Schmelz**

Um eine gute Haftung am Schmelz zu erzielen, muss geätzt werden. Dies fand Buonocore 1955 heraus, als er die industrielle Technik der Metallätzung mit Phosphorsäure auf den Schmelz übertrug, die ursprünglich zur besseren Adhäsion von Farben genutzt wurde (Buonocore 1955).

Um eine retentive Oberfläche zu erreichen wird heute mit Phosphorsäure (30 - 40%ige Phosphorsäureätzgele) oder sauren Monomeren das Hydroxylapatit herausgelöst (Blunck 2008). Dabei wird eine Ätzzeit für präparierten Schmelz von 30 sec und 60 - 120 sec für unpräparierten Schmelz bei der Verwendung von 37%iger Phosphorsäure empfohlen (Haller und Blunck 2008). Makroskopisch wird nach Entfernung der Säure der geätzte Schmelz durch eine milchig-weiße Trübung sichtbar (Glockner 2005). Mikroskopisch kann es dazu kommen, dass vor allem die Kristallite in der Peripherie herausgeätzt werden, wie es in Abbildung 1 sichtbar wird.

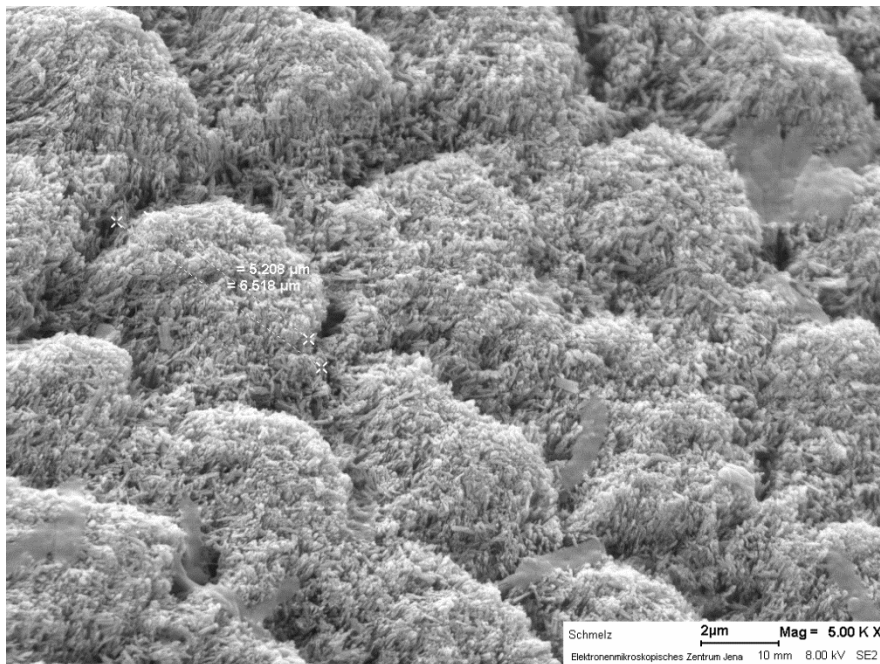


Abbildung 1: Schmelz nach 30-sekündiger Ätzung mit 36%iger Phosphorsäure

Es besteht ebenso die Möglichkeit, dass die Kristallite im Prismenzentrum herausgelöst werden und ein honigwabenähnliches Muster entsteht, wie in Abbildung 2 dargestellt.

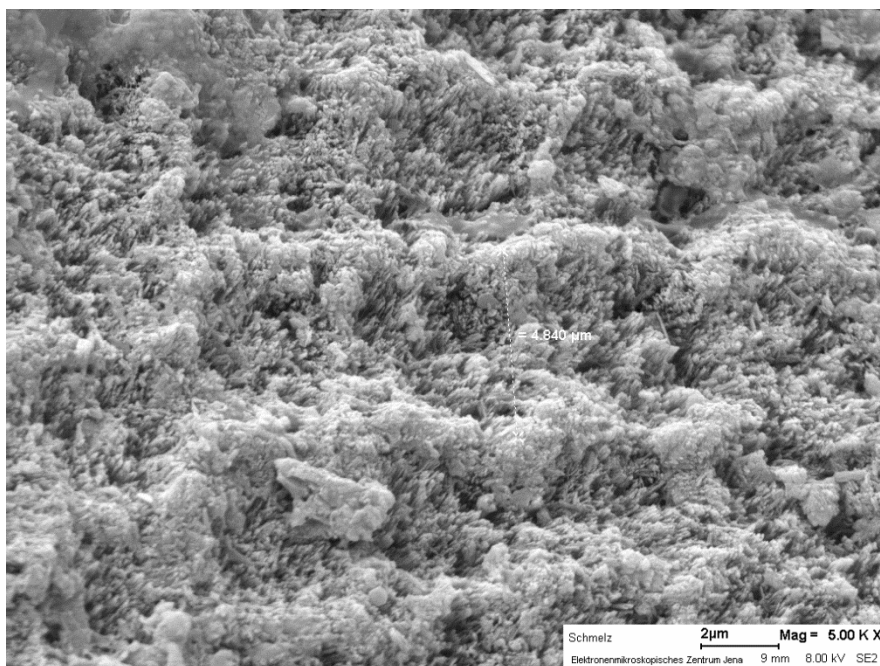


Abbildung 2: Schmelz nach 30-sekündiger Ätzung mit 36%iger Phosphorsäure



Eine weitere Möglichkeit ist das völlige Fehlen deutlicher Prismenstruktur (Silverstone et al. 1975).

Nach der Konditionierung des Schmelzes erfolgt die Anwendung eines Schmelzadhäsives. Diese Adhäsive sind niedrigviskose, ungefüllte Acrylatgemische, welche sehr gut in das Ätzmuster eindringen können und nach Aushärtung eine verbesserte Mikroretention für das anschließend applizierte Komposit ermöglichen. Somit sorgt es für eine bessere Benetzung des Schmelzes durch das anschließend aufgetragene Komposit. Hierdurch entstehen sogenannte „tags“, welche durch eine Verzahnung mit der vorbereiteten Schmelzoberfläche einen geometrischen Effekt zur Folge haben. Des Weiteren umschließt das Komposit die Schmelzzotten ringförmig, was einen rheologischen Effekt bewirkt (Heidemann 2001).

Bei Verwendung von sauren Monomeren anstatt eines Ätzgels entfällt der Arbeitsschritt des Abspülens. Die sauren Monomere lösen die Schmierschicht auf, demineralisieren den darunter liegenden Schmelz und dringen in das entstandene Ätzmuster ein (Haller und Blunck 2008). Auch bei dieser Form der Konditionierung entstehen retentive Mikroporositäten, welche allerdings bei der Verwendung von Phosphorsäure stärker ausgeprägt sind (Fava et al. 2003).

#### **2.4.2 Haftung am Dentin**

Auf Grund der unterschiedlichen Morphologie und chemischen Zusammensetzung ist es am Dentin schwieriger als am Schmelz eine Haftung zu erreichen (Janda 2009). Genau wie beim Schmelz wurde zu Beginn der Forschung versucht mit Hilfe einer starken Säure zu ätzen (siehe Abbildung 3). Hierbei wurden Schmierschicht und „smear plugs“ (in Dentintubuli eingepresste Schmierpfropfen), welche durch die Präparation mit zahnärztlichen Instrumenten entstehen, entfernt (Haller und Blunck 2008).

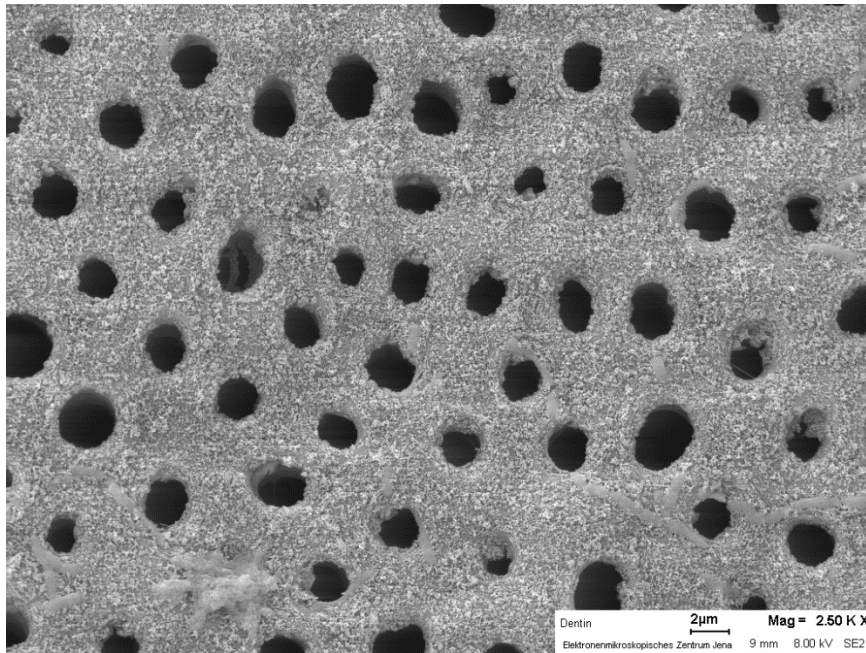


Abbildung 3: Dentin nach 15-sekündiger Ätzung mit 36%iger Phosphorsäure

Die so freigelegten Dentintubuli wurden mit einem Bondingsystem vollständig verschlossen, wodurch eine mechanische Haftung erzielt werden sollte (Pashley und Pashley 1991). Da die Dentineoberfläche hydrophile Eigenschaften besitzt und die Adhäsive hydrophob sind, war die Benetzung eingeschränkt. Es kam durch den sehr geringen mechanischen Verbund zur Ablösung des Komposits vom Dentin während der Polymerisationsschrumpfung. Der entstandene Spaltraum konnte anschließend durch Bakterien besiedelt werden, welche dann durch die Dentinkanälchen die Pulpa mit Toxinen schädigen konnten (Haller und Blunck 2008).

In der Folgezeit wurde versucht den „smear layer“ in die Haftung mit einzubeziehen. Da durch diese Herangehensweise die Haftung vom Verbund zwischen „smear layer“ und Dentin abhängig war, wurden nur sehr geringe Haftwerte erzielt und Adhäsive dieser Art erwiesen sich als untauglich (Asmussen und Munksgaard 1988).

Durch die Einführung des Bondingsystems Gluma® (Heraeus Kulzer) wurde ein großer Fortschritt gemacht. Bei diesem Produkt wurde der „smear layer“ mit Hilfe von EDTA entfernt und ein hydrophiler Primer aus HEMA, Wasser und Glutaraldehyd vor der Adhäsivapplikation aufgetragen. Die Anwendung eines hydrophilen Primers vor der Anwendung des hydrophoben Adhäsives wurde dann durch andere Firmen übernommen. Die Weiterentwicklung der aktuellen Adhäsive besteht in der

Verkürzung und Vereinfachung der Anwendung. So wird zum Beispiel eine Selbstkonditionierung durch saure Monomere durchgeführt (Haller und Blunck 2008).

Der Haftverbund zum Dentin wird durch mehrere Teilschritte ermöglicht, diese Schritte können in Abhängigkeit vom verwendeten Werkstoff zusammengefasst sein.

### **Konditionierung**

Bei der Konditionierung des Dentins wird, wie schon beschrieben, die Schmierschicht entfernt. Dieser Arbeitsschritt erfolgt entweder mit Hilfe eines Ätzgels (Etch-and-Rinse-Technik) oder mit Hilfe einer sauren Monomerlösung (Self-Etch-Technik). Ätzgele müssen nach der Vorbehandlungszeit wieder abgespült werden, wohingegen die saueren Monomerlösungen die Schmierschicht auflösen, in die konditionierte Dentinoberfläche eindringen und ohne Spülen anwendbar sind (Haller und Blunck 2008).

### **Primen**

Beim zweiten Teilschritt wird ein amphiphiler Primer auf das Dentin appliziert. Der Primer dringt in die beim Konditionieren freigelegten Dentintubuli und in das Kollagenfasergeflecht ein. Dieser enthält neben den amphiphilen Monomeren teilweise auch Photoinitiatoren, wobei beide in einem Lösungsmittel gelöst sind. Nach Ablauf der herstellerepezifischen Verarbeitungszeit erfolgt das Verdunsten der Lösungsmittel im Luftstrom (Haller und Blunck 2008).

### **Bonden**

Durch die Applikation eines Adhäsives werden vor allem hydrophobe Monomere aufgetragen. Des Weiteren sind Photoinitiatoren für die anschließende Lichtpolymerisation enthalten. Ziel des dritten Teilschrittes ist es, eine Hybridschicht aufzubauen. Dies geschieht durch das Eindringen des Adhäsivs in das, durch den Primer behandelte, demineralisierte Dentin und die eröffneten Dentintubuli (bilden nach Photopolymerisation „Kunststofftags“)(Haller und Blunck 2008). Nach dem Auftragen des Adhäsivs muss dieses mit einem Luftstrom verblasen werden. Anschließend erfolgt eine Lichthärtung und das so behandelte Dentin kann die Zugbelastung des später geschichteten Komposits aufnehmen (Ott et al. 2003).

Die so entstandene homogene Mischung aus Dentin und dem Polymer wird als Hybridschicht bezeichnet (Nakabayashi et al. 1982).

## 2.5 Einteilung der Adhäsivsysteme

Eine Einteilung der Adhäsive erfolgte üblicherweise chronologisch nach Generationen. Da der Zeitpunkt der Markteinführung jedoch nicht so wichtig ist, wird heute nach Wirkungsmechanismus und Anzahl der Applikationsschritte eingeteilt (Frankenberger und Tay 2005). In der Tabelle 1 nach Frankenberger und Tay sind alle Untergliederungen aufgeführt und die in der Arbeit verwendeten Systeme aufgelistet, nach Wirkungsweise und Arbeitsschritten eingegliedert.

Tabelle 1: Einteilung der verwendeten Adhäsivsysteme nach Wirkungsweise und Arbeitsschritten

1. Vier-Schritt-Selective-Etching			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
2. Drei-Schritt-Selective-Etching			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
nur Schmelz	mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
3. Vier-Schritt-Etch-and-Rinse			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
4. Drei-Schritt-Selective-Etching			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Phosphorsäure	Primer		Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: OptiBond™ FL			
5. Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse			
Phosphorsäure	Primer + Bond		
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		
Beispiel: XP BOND™			

6. Zwei-Schritt-Self-Etch		
Phosphorsäure	Primer	Bonding Agent
-	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
Beispiel: OptiBond™ XTR		
7. Ein-Schritt-Self-Etch (Mischpräparate)		
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond	
-	Schmelz/Dentin	
8. Ein-Schritt-Self-Etch (Einf flaschenpräparate)		
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond	
-	Schmelz/Dentin	
Beispiel: AdheSE® One F, BOND FORCE, i BOND® Self Etch, XENO® V+		

## 2.6 Befestigungskomposite

Befestigungskomposite dienen der adhäsiven Befestigung von vollkeramischen und metallischen Restaurationen (Geis-Gerstorfer und Marxkors 2008).

Es gibt drei verschiedene Abbinde-möglichkeiten von Befestigungskompositen: selbsthärtende, lichthärtende und dualhärtende Befestigungskomposite. Eine weitere Einteilung lässt sich in Abhängigkeit der Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz durchführen: Total-Etch-Systeme, selbstätzende Primer-Systeme und selbstadhäsive Systeme (Hollay 2011).

Die Kombination von Lichtpolymerisation und Autopolymerisation ermöglicht es auch Stellen auszuhärten, die das Licht der Polymerisationslampe nicht erreicht (Geis-Gerstorfer und Marxkors 2008). In dieser Arbeit werden allerdings nur dualhärtende Befestigungskomposite zum Vergleich mit Vertise™ Flow herangezogen.

Befestigungskomposite sind herkömmlichen Phosphatzementen und Glasionomerzementen in den mechanischen Eigenschaften überlegen. Ihre weiteren Vorteile sind in der besseren Ästhetik, geringerer Löslichkeit und höherer Abrasionsresistenz im Vergleich zu Phosphatzementen und Glasionomerzementen zu sehen (Rab et al. 2009).

## 2.7 Vertise™ Flow

Vertise™ Flow ist ein fließfähiges Komposit mit Adhäsivmonomeren der Firma Kerr™. Zu Grunde liegt eine Methacrylatbasis, in die saure Monomere einbezogen sind. Diese sauren Monomere kommen üblicherweise in Dentin-Haftvermittlern vor (Ferracane 2011).

Durch das Adhäsivmonomer GPDM (siehe Abbildung 4), welches in allen Adhäsiven von Kerr™ zum Einsatz kommt, wird sowohl ein chemischer Verbund durch zwei Methacrylatgruppen mit anderen Methacrylatmonomeren, als auch eine Ätzung durch die saure Phosphatgruppe und eine anschließende chemische Bindung an die vorhandenen Calcium-Ionen ermöglicht (Kerr™ 2010).

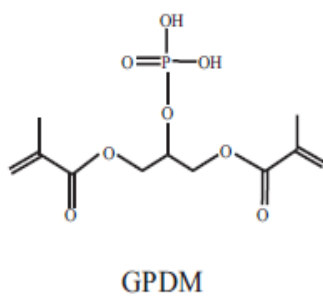


Abbildung 4: Glycerolphosphat-dimethacrylat (Wei et al. 2011)

Produkte wie Vertise™ Flow werden zurzeit als Liner und für kleine Restaurationen empfohlen und gelten als der Beginn der universal selbstadhäsiven Komposite (Ferracane 2011).

### 3 Ziele der Arbeit

Es ist das Ziel dieser Arbeit das selbstadhäsive, fließfähige Komposit Vertise™ Flow (Kerr™) in seinen werkstoffkundlichen Eigenschaften und in Anwendung an humanem Dentin und Schmelz, mit anderen fließfähigen Kompositen, Befestigungskompositen, selbstadhäsiven Befestigungskompositen und Adhäsivsystemen zu vergleichen und anschließend eine Aussage über Verwendung und Wertigkeit des neuen selbstadhäsiven, fließfähigen Komposits zu geben.

Zum Vergleich der Haftfestigkeit von Befestigungskompositen und Adhäsivsystemen soll in vitro ein Druck-Scherfestigkeitsversuch an humanen Zähnen durchgeführt werden. Die mechanischen Eigenschaften (Elastizitätsmodul, Vickers-Härte, Biegefestigkeit) des zu vergleichenden Produktes sollen ermittelt und mit denen der fließfähigen Komposite, Befestigungskomposite und selbstadhäsiven Befestigungskomposite verglichen werden.

Eine künstliche Alterung des Verbundes soll mit Hilfe eines zyklischen, thermischen Wechselbades, welches 25 000 mal zwischen 5 °C und 55 °C zirkuliert, simuliert werden und anschließend ein Vergleich der Druck-Scherfestigkeit der Adhäsive mit den ermittelten Werten nach dem Temperaturlastwechsel (TLW) durchgeführt werden.

Des Weiteren wird ein Vergleich der Verbundfestigkeit der dualhärtenden Befestigungskomposite zum Dentin angestrebt. Hierbei soll sowohl die Lichthärtung der Dunkelhärtung als auch der künstlichen Alterung (25 000 TLW) gegenübergestellt werden.

Zur Veranschaulichung der Ergebnisse werden beispielhaft neben Vertise™ Flow Vertreter der verschiedenen Werkstoffgruppen gewählt und rasterelektronenmikroskopische Bilder angefertigt.

Zur statistischen Absicherung sollen die zu ermittelnden Messwerte zu Mittelwerten zusammengefasst, die Standardabweichung bestimmt und anschließend der t-Test nach Student durchgeführt werden.

## 4 Material und Methoden

### 4.1 Verwendete Werkstoffe

Alle Angaben zu den einzelnen Produkten wurden aus den Beipackzetteln und Sicherheitsdatenblättern der Hersteller entnommen. Hinweise zur relativen oder absoluten Trockenlegung werden nicht erwähnt, da es sich um einen in vitro Versuch handelte und dies somit in der Versuchsanordnung keine Rolle spielte.

#### 4.1.1 Total-Etch-Produkte

##### Total-Etch Multi-Bottle Produkt

##### OptiBond™ FL

Hersteller/Ort/Land:	Kerr™/Bioggio/Schweiz
Beschreibung:	lichthärtendes, fluoridfreisetzendes Zwei-Komponenten-Adhäsivsystem für die Total-Etch-Technik für Schmelz und Dentin
Indikation:	direkte Anwendung mit lichthärtendem Komposit, Komposit- und Keramikreparatur, Amalgamversiegelung, indirekte Anwendung bei Stumpfaufbauten
Zusammensetzung:	Primer: HEMA, Ethylalkohol Adhäsiv: HEMA, Dinatrium-Hexafluorosilikat, inerte Füller
Anwendung:	SÄT (mit 37,5 % Phosphorsäure) 15 sec auf Schmelz/Dentin, Abspülen mit Wasser 15 sec, Lufttrocknung, Primer mit Microbrush auftragen, 15 sec Bürstbewegung, 5 sec verblasen, Adhäsiv mit Microbrush auftragen, 15 sec Bürstbewegung, verblasen, 20 sec lichthärten
Chargennummer:	3532633



## Total-Etch One-Bottle-Produkt

### XP BOND™

Hersteller/Ort/Land:	DENTSPLY DeTrey®/Konstanz/Deutschland
Beschreibung:	lichthärtendes Ein-Komponenten-Adhäsivsystem für Total-Etch-Technik für Schmelz und Dentin
Indikation:	direkte Anwendung mit lichthärtendem Komposit oder lichthärtenden Kompositzementen, indirekte Anwendung in Verbindung mit SCA (DENTSPLY DeTrey®) und dual- oder selbsthärtenden Kompositzementen
Zusammensetzung:	TCB-Harz, PENTA, UDMA, TEGMA, HEMA, butyliertes Benzendiol (Stabilisator), Ethyl-4-dimethylaminobenzoat, Campherchinon, funktionalisiertes amorphes Siliciumoxid, t-Butanol
Anwendung:	SÄT (mit 37,5 % Phosphorsäure) Schmelz mindestens 15 sec, Dentin maximal 15 sec ätzen, Abspülen mit Wasser mind. 15 sec, Lufttrocknung, Adhäsiv gleichmäßig mit Microbrush auftragen, 20 sec einwirken lassen, 5 sec verblasen, mindestens 10 sec lichthärten
Chargennummer:	1103000517

## 4.1.2 Self-Etch-Produkte

### Self-Etch Multi-Bottle Produkt

#### OptiBond™ XTR

Hersteller/Ort/Land:	Kerr™/Bioggio/Schweiz
Beschreibung:	lichthärtendes, selbstätzendes Zwei-Komponenten-Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin
Indikation:	direkte Anwendung bei: lichthärtendem Komposit- und Kompomerrestorationen, Komposit-, Keramik- und Metallrestorationen, Kavitätenversiegelung bei Amalgamrestorationen, Versiegelung von überempfindlichen Wurzeloberflächen, Stumpfaufbauten (selbst-, licht- oder

	dualhärtend) indirekte Anwendung bei: Veneers, Inlays, Onlays, Kronen, Brücken auf Porzellan-, Komposit-, und Metallbasis (auch Zirconia- und Aluminimbasis), Wurzelstifte, Kavitätenversiegelung als Vorbehandlung für indirekte Restaurationen
Zusammensetzung:	Primer: HEMA, Ethanol, Aceton Adhäsive: HEMA, Ethanol, Disodium Hexafluorosilicat, MEHQ, inerte Füller
Anwendung:	Primer mit Microbrush auftragen und 20 sec „einmassieren“, 5 sec verblasen, Adhäsiv unter „Streichbewegungen“ 15 sec mit Microbrush auftragen, 5 sec verblasen, mindestens 10 sec lichthärten
Chargennummer:	3597790

### Self-Etch One-Bottle Produkte

#### AdheSE® One F

Hersteller/Ort/Land:	Ivoclar Vivadent/Schaan/Liechtenstein
Beschreibung:	lichthärtendes, selbstätzendes, nano-gefülltes, fluoridfreisetzendes Ein-Komponenten-Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin
Indikation:	direkte Anwendung mit lichthärtenden Komposit- und Kompomerrestaurationen
Zusammensetzung:	Bisacrylamidderivat, Wasser, Alkohol, Bismethacrylamidodihydrogenphosphat, Acrylamidoaminosäure, Hydroxyalkylmethacrylamid, Acrylamidoalkylsulfonsäure, hochdisperses Siliziumdioxid, Initiatoren, Stabilisatoren, Kaliumfluorid
Anwendung:	Applikation des Adhäsives mit „VivaPen“, 20 sec „einmassieren“, Verblasen, 10 sec lichthärten
Chargennummer:	613725

**BOND FORCE**

Hersteller/Ort/Land:	Tokuyama/Tokio/Japan
Beschreibung:	lichthärtendes, selbstätzendes, fluoridfreisetzendes Ein-Komponenten-Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin
Indikation:	direkte Anwendung mit licht- oder dualhärtendem Kompositmaterial an beschliffenem oder unbeschliffenem Dentin oder Schmelz, Reparatur von Keramik und Komposit
Zusammensetzung	Alkohol, Methacryloyloxyalkylsäurephosphat, HEMA, Bis-GMA, Triethylenglykoldimethacrylat, Campherchinon, gereinigtes Wasser
Anwendung:	Adhäsiv mit Microbrush applizieren, 20 sec „einmassieren“, verblasen (5 sec mit schwachem Luftstrom, danach 5 sec mit starkem Luftstrom), mindestens 10 sec lichthärten
Chargennummer:	059E90

**i|BOND® Self Etch**

Hersteller/Ort/Land:	Heraeus Kulzer/Hanau/Deutschland
Beschreibung:	lichthärtendes, selbstätzendes Ein-Komponenten-Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin
Indikation:	direkte Anwendung bei lichthärtenden Komposit-, Polyglas®- und Kompomerwerkstoffen, indirekte Anwendung in Verbindung mit lichthärtendem Befestigungskomposit (Inlay, Onlays, Kronen, Veneers aus Keramik, Komposit, Polyglas®), Behandlung überempfindlicher Zahnoberflächen
Zusammensetzung:	Methacrylat-Monomere auf Azeton-Wasser-Basis
Anwendung:	Adhäsiv mit Microbrush applizieren, 20 sec „einmassieren“, 5 - 10 sec verblasen, 20 sec lichthärten
Chargennummer:	010502

**XENO® V+**

Hersteller/Ort/Land:	DENTSPLY DeTrey®/Konstanz/Deutschland
Beschreibung:	lichthärtendes, selbstätzendes Ein-Komponenten-Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin
Indikation:	direkte Anwendung mit lichthärtendem Komposit bei allen Kavitätenklassen
Zusammensetzung:	bifunktionale Acrylate, saure Acrylate, Phosphorsäureester, Wasser, tertiäres Butanol, Initiator, Stabilisator
Anwendung:	Adhäsiv mit Microbrush applizieren, 20 sec „hin und her bewegen“, mindestens 5 sec verblasen, 10 sec lichthärten
Chargennummer:	1104000925

**4.1.3 Komposite****Ceram•X™ mono**

Hersteller/Ort/Land:	DENTSPLY DeTrey®/Konstanz/Deutschland
Beschreibung:	lichthärtendes, röntgenopakes Komposit für den Front- und Seitenzahnbereich
Indikation:	direkte Restaurationen bei allen Kavitätenklassen im Front- und Seitenzahnbereich
Zusammensetzung:	methacrylat-modifiziertes Polysiloxan, Dimethacrylat-Harz, Fluoreszenzpigment, UV-Stabilisator, Stabilisator, Campherchinon, Ethyl-4-(dimethylamino)benzoat, Barium-Aluminium-Borosilikat-Glas, methacrylat-funktionalisierter Siliziumdioxid-Nanofüllstoff, Eisenoxid-, Titanoxid- und Aluminiumsulfosilikat-Pigmente
Anwendung:	Applikation mit Hilfe des „Compules Tip“, nicht stärker als 2 mm schichten, mindestens 20 sec lichthärten
Chargennummer:	1106000489, 1112001524

**Estelite Flow Quick**

Hersteller/Ort/Land:	Tokuyama/Tokio/Japan
Beschreibung:	niedrig visköses, lichthärtendes röntgenopakes Kompositharz mittlerer Fließfähigkeit
Indikation:	direkte anteriore und posteriore Restaurationen, Kavitätenlining, Auffüllung von Unterschnitten bei indirekten Restaurationen, Reparatur von Keramik/Komposit
Zusammensetzung:	Silika-Zirkonium-, Silika-Titan-Füller, Bis-MPEPP, TEGMA, UDMA
Anwendung:	Anwendung eines lichthärtenden Adhäsivsystems, Füllen mit Hilfe des „Metal Syringe Tip“, Lichthärtung gemäß Herstellerangaben
Chargennummer:	002EZ9

**Estelite Flow Quick High Flow**

Hersteller/Ort/Land:	Tokuyama/Tokio/Japan
Beschreibung:	niedrig visköses, lichthärtendes, röntgenopakes Kompositharz
Indikation:	direkte anteriore und posteriore Restaurationen, Unterfüllung, Auffüllung von Unterschnitten bei indirekten Restaurationen, Reparatur von Keramik/Komposit
Zusammensetzung:	Silika-Zirkonium-Füller, Bis-GMA, TEGMA
Anwendung:	Anwendung eines lichthärtenden Adhäsivsystems, Füllen mit Hilfe des Metal Syringe Tip, Lichthärtung gemäß Herstellerangaben
Chargennummer:	019E40

**Venus® Diamond Flow**

Hersteller/Ort/Land:	Heraeus Kulzer/Hanau/Deutschland
Beschreibung:	lichthärtendes, röntgenopakes Nano-Hybridkomposit für den Front- und Seitenzahnbereich
Indikation:	erweiterte Fissurenversiegelung, Kavitätenlining (als erste Schicht bei Kavitäten der Klasse I und II, Füllungen

	Kavitätenklasse V, minimalinvasive Füllungen der Klasse I und II im nicht kautragenden Bereich, minimalinvasive Füllungen der Klasse III, kleinflächige Reparaturen von direkten und indirekten Restaurationen in Verbindung mit geeignetem Haftvermittler, Verblockung von Zähnen
Zusammensetzung:	UDMA, EBADMA, Ba-Al-F-Silikatglas, YbF <sub>3</sub> , SiO <sub>2</sub> ,
Anwendung:	Anwendung eines Adhäsivsystems, Applikation nicht stärker als 2 mm (1 mm als Baseline), mindestens 20 sec lichthärten
Chargennummer:	010023

**Vertise™ Flow**

Hersteller/Ort/Land:	Kerr™/Bioggio/Schweiz
Beschreibung:	lichthärtendes, „selbstklebendes“ Dentalkomposit auf Harzbasis für direkte Füllungen und Aufbauten
Indikation:	kleinere Füllungen der Klasse I, Unterfüllungsmaterial für Restaurationen der Klasse I und II, Versiegelung von Fissuren und Grübchen, Reparatur von Schmelzdefekten und Keramikrestaurationen, Auffüllung von Unterschnitten, kleine okklusale Stumpfaufbauten in nicht kaubelasteten Bereichen und inzisale Abrasionen
Zusammensetzung:	HEMA, MEHQ, Zinkoxid, Pigmente
Anwendung:	20 sec Applikation mit Hilfe der Dosierkanüle, 15 - 20 sec Auftragen auf alle Kavitätenwände mit Hilfe des Pinsels (Schichtstärke < 0,5 mm), lichthärten 20 sec (A3,5 und opaque Farbtöne 40 sec), Applikation des Restmaterials mit Hilfe der Dosierkanüle (nicht stärker als 2 mm schichten), 20 sec lichthärten
Chargennummer:	3594023

#### 4.1.4 Befestigungskomposite

##### BISTITE II DC

Hersteller/Ort/Land:	Tokuyama/Tokio/Japan
Beschreibung:	dualhärtendes Komposit-Befestigungsmaterial
Indikation:	adhäsive Befestigung von Kronen, Brücken und Einlagefüllungen, Reparatur von Keramiken und keramischen Verblendungen an Metallkronen, Verankerung von „Klebebrücken“, adhäsive Verankerung von Komposit- und Keramikwurzelstiftaufbauten sowie von Metallaufbaustiften im Wurzelkanal
Zusammensetzung:	Kompositpasten (A und B): Silika-Zirkondioxid, Dimethacrylat, MAC-10( Haftaktivator), Initiator Primer 1: (A und B): Phosphorsäure-Monomere, Azeton, Alkohol, Wasser, Initiator Primer 2: HEMA, Azeton, Initiator TOKUSO CERAMIC PRIMER (A und B): Silan-Haftvermittler, Phosphorsäure-Monomere, Alkohol
Anwendung:	Vorbereitung Zahn: je 1 Tropfen Primer 1A und 1B vermischen, mit Hilfe eines Einwegpinsels applizieren, 30 sec einwirken lassen, 2 - 3 sec verblasen, 1 Tropfen Primer 2 mit Hilfe eines Einwegpinsels applizieren, 20 sec einwirken lassen, 3 - 5 sec verblasen Vorbereitung Komposit: je 1 Tropfen TOKUSO CERAMIC PRIMER A und B mischen, mit Hilfe eines Einwegpinsels applizieren, 10 sec einwirken lassen, Kompositpasten A und B 10 sec auf einem Anmischblock vermischen, Applikation auf die Kompositzylinder, Aufbringen des Kompositzylinders auf den vorbereiteten Zahn, Entfernen der Überschüsse, von allen Seiten 20 sec lichthärten
Chargennummer:	018EY6

**Breeze**

Hersteller/Ort/Land:	Pentron/Orange (Kalifornien)/USA
Beschreibung:	selbstadhäsives, dualhärtendes Befestigungskomposit auf Harzbasis
Indikation:	Befestigen von Kronen, Brücken, Inlays und Onlays aus Komposit, zementierbarer Vollkeramik, Metallkeramikkrone und Metalllegierungen, glasfaserverstärkten Wurzelstiften und Aufbauten aus Komposit, Wurzelstiften und Aufbauten aus Titan, Titanlegierungen, Edelstahl und Zirkoniumoxid.
Zusammensetzung:	Bis-GMA, UDMA, TEGMA, HEMA, 4-MET, silanisiertes Bariumglas, Initiatoren, organische und anorganische Pigmente, Opaker, Stabilisatoren, UV-Absorber, Ca-Al-F-Silikat
Anwendung:	Applikation mit Hilfe der Automischkanüle auf den Zahn, Aufbringen des Kompositzylinders auf den Zahn, 1 sec pro Seite lichthärten, Überschüsse entfernen, 40 sec lichthärten
Chargennummer:	3596053, 3595455

**CLERAFIL™ SA CEMENT**

Hersteller/Ort/Land:	Kuraray/Tokio/Japan
Beschreibung:	selbstadhäsives, dualhärtendes Befestigungskomposit
Indikation:	Befestigung von Kronen, Brücken, Inlays, Onlays aus Keramik, Hybridkeramik, Kompositresin und Metall, Befestigung von Metallstümpfen, Resinstümpfen, Metallstiften oder Glasfaserstiften
Zusammensetzung:	<p>Paste A: Bis-GMA, TEGMA, MDP, hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, silanisiertes Bariumglas (Füllmittel), silanierte und kolloidale Kieselerde, Campherchinon, Benzoylperoxid, Initiator</p> <p>Paste B: Bis-GMA, hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, hydrophobes aliphatische Dimethylacrylat, silanisiertes Bariumglas (Füllkörper), silanierte und kolloidale Kieselerde, oberflächenbehandeltes Natriumfluorid, Beschleuniger, Initiator</p>



Anwendung:	Applikation mit Hilfe der Automischkanüle auf den Zahn, Aufbringen des Kompositzylinders auf den Zahn, 2 - 3 sec pro Seite lichthärten, Überschüsse entfernen, 20 sec von allen Seiten lichthärten
Chargennummer:	051AAA

**G-Cem (Automix)**

Hersteller/Ort/Land:	GC/Tokio/Japan
Beschreibung:	selbstadhäsiver, dualhärtender Befestigungszement
Indikation:	Befestigung von Inlays auf Metall-, Keramik- oder Kunststoffbasis, Onlays, Kronen, Brücken, Einsetzen von metall-, keramik-, faserverstärkten Stiften
Zusammensetzung:	Paste A: UDMA Paste B: UDMA, Campherchinon, Hydroperoxide
Anwendung:	Applikation mit Hilfe der Automischkanüle auf den Zahn, Aufbringen des Kompositzylinders auf den Zahn, 2 - 4 sec pro Seite lichthärten, Überschüsse entfernen, 20 sec von allen Seiten lichthärten
Chargennummer:	1003101

**NX-3**

Hersteller/Ort/Land:	Kerr™/Bioggio/Schweiz
Beschreibung:	dualhärtender Komposit-Befestigungszement
Indikation:	Zementieren von Veneers, Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, Wurzelstiften (Keramik-, Porzellan-, Kunstharz-, Metallbasis, CAD/CAM Blöcken), Befestigung von Amalgamrestorationen, Stumpfaufbaumaterial
Zusammensetzung:	HEMA, 2-Pyridylthioharnstoff, CHPO, Titandioxid, Pigmente
Anwendung:	Anwendung eines Adhäsivsystems mit Total-Etch- oder Self-Etch-Technik, Applikation mit Hilfe der Automischkanüle auf den Zahn, Aufbringen des Kompositzylinders auf den Zahn, 2 sec lichthärten, Überschüsse entfernen, 20 sec von allen

	Seiten lichthärten
Chargennummer:	3626051

**Smart Cem® 2**

Hersteller/Ort/Land:	DENTSPLY DeTrey®/Konstanz/Deutschland
Beschreibung:	selbstadhäsiver, dualhärtender Zement
Indikation:	Zementierung indirekter Restaurationen (keramik-, komposit-, metallbasierte Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, Stifte)
Zusammensetzung:	Urethan Dimethacrylat, Di- und Tri-Methacrylate, Phosphorsäure modifizierte Acrylate, Barium-Bor-Fluoro-Aluminium-Silikat-Glas, organischer Peroxid-Initiator, Campherchinon, Fotoinitiator, Phosphenoxid-Fotoinitiator, Akzeleratoren, butylierte Hydroxy-Toluene, UV-Stabilisatoren, Titandioxid, Eisenoxide, hydrophobes amorphes Silikondioxid
Anwendung:	Applikation mit Hilfe der Automischkanüle auf den Zahn, Aufbringen des Kompositzylinders auf den Zahn, 10 sec lichthärten, Überschüsse entfernen, 10 sec von allen Seiten lichthärten
Chargennummer:	1103291, 100708

**SpeedCEM**

Hersteller/Ort/Land:	Ivoclar Vivadent/Schaan/Liechtenstein
Beschreibung:	selbstadhäsiver, dualhärtender Kompositzement
Indikation:	Befestigung von indirekten Restaurationen: Metall und Metallkeramik (Inlays, Onlays, Brücken, Wurzelstifte), Zirkonoxid-, Lithiumdisilikat-, Aluminiumoxid-Keramik (Kronen, Brücken, Wurzelstifte), faserverstärkte Komposite (Wurzelstifte)
Zusammensetzung:	Dimethylacrylat, Säuremonomere, Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Copolymer, hochdisperses Siliziumdioxid, Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente
Anwendung:	Applikation mit Hilfe der Automischkanüle auf den Zahn,

	Aufbringen des Kompositzylinders auf den Zahn, 1 sec pro Seite lichthärten, Überschüsse mit Scaler entfernen, 20 sec von allen Seiten lichthärten
Chargennummer:	P35471

**RelyX™ Unicem 2 Automix**

Hersteller/Ort/Land:	3M ESPE/Seefeld/Deutschland
Beschreibung:	selbstadhäsiver, dualhärtender Komposite-Befestigungszement
Indikation:	definitive Zementierung von Vollkeramik-, Komposite-, Metall-Inlays, Onlays, Kronen und Brücken; zwei- bis dreigliedrige Marylandbrücken und dreigliedrige Inlay-/Onlaybrücken (nicht bei Patienten mit Bruxismus oder Parodontitis), definitive Zementierung von Stiften und Schrauben, definitive Zementierung von Vollkeramik-, Komposite-, Metall-Restaurationen auf Implantatabutments
Zusammensetzung:	Basispaste: phosphorylierte Methacrylatmonomere, silanisierte Füller, Initiatoren, Stabilisatoren, Rheologieadditiv Katalysatorpaste: Methacrylatmonomere, basische Füller, silanisierte Füller, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente, Rheologieadditiv
Anwendung:	Applikation mit Hilfe der Automischkanüle auf den Zahn, Aufbringen des Kompositzylinders auf den Zahn, 2 sec pro Seite lichthärten, Überschüsse mit Scaler entfernen, 20 sec von allen Seiten lichthärten
Chargennummer:	445806

#### 4.1.5 Sonstige Materialien

##### Conditioner 36 (Ätzel)

Hersteller/Ort/Land:	DENTSPLY DeTrey®/Konstanz/Deutschland
Beschreibung:	blaufärbtes Gel mit 36 % Phosphorsäure
Indikation:	Schmelzätzung bei Komposit- und Kompomer-Restaurationen, Total-Etch-Technik bei Komposit- und Kompomer-Restaurationen
Zusammensetzung:	Phosphorsäure, hochdisperses Siliziumdioxid, Benetzer, Pigmente, Wasser
Anwendung:	Schmelz und Dentin mit Wasser reinigen, lufttrocknen, Applikation mit Hilfe der „Applikator-Nadel“ auf zu behandelnden Bereich (am Schmelz beginnend), Schmelz mindestens 15 sec, Dentin maximal 15 sec ätzen, Spülen mit Wasser für mindestens 15 sec, Lufttrocknung
Chargennummer:	1104002447

##### Kochsalzlösung

Hersteller/Ort/Land:	Fresenius Kabi AG/Bad Homburg/Deutschland
Beschreibung:	isotonische Spüllösung
Zusammensetzung:	NaCl 0,9 %
Chargennummer:	WI 6054

##### ProBase Cold (Kunststoff)

Hersteller/Ort/Land:	Ivoclar Vivadent/Schaan/Liechtenstein
Beschreibung:	kalthärtender Kunststoff für Gieß- und Stopftechnik
Indikation:	Teilprothetik, Kombinationsprothetik, Unterfütterungen, Reparaturen, Totalprothetik
Zusammensetzung:	Monomer: MMA, 1,4-Butandiolmethacrylat Polymer: PMMA, Dibenzoylperoxid
Chargennummer:	Monomer: J19 Polymer: J12996

## 4.2 Verwendete Geräte

### Axiotech 25 H

Hersteller/Ort/Land:	Carl Zeiss/Oberkochen/Deutschland
Beschreibung:	Lichtmikroskop
Verwendung:	Betrachtung der Impressionen des Vickers-Härteprüfgerätes auf den Prüfkörpern
Seriennummer:	180639

### Basic classic

Hersteller/Ort/Land:	Renfert GmbH/Hilzingen/Deutschland
Beschreibung:	Feinstrahlgerät
Verwendung:	Strahlen der Kompositzylinder mit Korund bei 3 bar und einer Körnung von 110 µm
Seriennummer:	D06445

### bluephase®

Hersteller/Ort/Land:	Ivoclar Vivadent/Schaan/Liechtenstein
Beschreibung:	LED-Polymerisationsgerät
Verwendung:	Lichthärtung von Adhäsivsystemen, Kompositen und Befestigungskompositen
Seriennummer:	1544954

### Dentacolor®XS

Hersteller/Ort/Land:	Kulzer/Wehrheim/Deutschland
Beschreibung:	Lichtpolymerisationsgerät für die Polymerisation lichthärtender Dentalwerkstoffe
Verwendung:	Lichthärtung der Prüfkörper für die Teilversuche der mechanischen Eigenschaften
Seriennummer:	14/8051

**Härteprüfgerät 3212**

Hersteller/Ort/Land:	Zwick/Ulm/Deutschland
Beschreibung:	Härteprüfgerät für die Ermittlung der Vickers-, Knoop- und Brinellhärte, Einhärtungs- und Nitrierhärtungstiefe
Verwendung:	Herstellung der Impressionen des Vickers-Härteprüfgerätes auf den Prüfkörpern
Seriennummer:	313565

**model 801 DW**

Hersteller/Ort/Land:	Silfradent/Sofia/Italien
Beschreibung:	Nasstrimmer mit Diamantscheibe
Verwendung:	Trimmen der in Kunststoff eingebetteten Zähne
Seriennummer:	0703-050-001

**Phoenix Beta-2**

Hersteller/Ort/Land:	Wirtz Buehler/Düsseldorf/Deutschland
Beschreibung:	Nassschleifgerät
Verwendung:	Schleifen/Polieren der eingebetteten Zähne mit SiC 320 (P400) Schleifpapier unter ständiger Wasserzufuhr
Seriennummer:	5.077984/10065

**Polyclav Drucktopf**

Hersteller/Ort/Land:	Dentaurum/Pforzheim/Deutschland
Beschreibung:	Drucktopf für die Polymerisation von Kaltpolymerisaten
Verwendung:	Herstellung der Zahnprüfkörper

**Sensor Control Display (SCD)**

Hersteller/Ort/Land:	Märzhäuser/Wetzlar/Deutschland
Beschreibung:	ermöglicht die genaue Positionsbestimmung von Objekten auf manuellen Messtischen
Verwendung:	Vermessung der Impressionen des Vickers-Härteprüfgerätes auf den Prüfkörpern
Seriennummer:	103-131-1

**Thermocycler**

Hersteller/Ort/Land:	WILLYTEC GmbH/Feldkirchen-Westerham/Deutschland
Beschreibung:	zyklisches, thermisches Wechselbad
Verwendung:	thermische Wechselbelastung der Prüfkörper 25 000 TLW zwischen 5 °C und 55 °C
Seriennummer:	10681

**WTC Binder Thermoschrank**

Hersteller/Ort/Land:	WTC Binder/Tuttlingen/Deutschland
Verwendung:	24-stündige Lagerung der Prüfkörper in isotonischer Kochsalzlösung bei 37 °C für die Teilversuche der mechanischen Eigenschaften und der Dunkelhärtung
Seriennummer:	911671

**Zwick/Roell Z005**

Hersteller/Ort/Land:	Zwick Roell/Ulm/Deutschland
Beschreibung:	Universalprüfmaschine
Verwendung:	Durchführung des Druck-Scher- und Biegefestigkeitsversuches
Seriennummer:	160828/2004

**weitere Hilfsmittel**

Spatel, Pinzette, Silikonform für Zähne, Silikonform für Biegebruch, Messingform für Biegebruch, Messingform für Kompositzylinder, Kugelstopfer, Urglasschale, Kühlschrank, Papierhandtuch

**Hilfsmittel Rasterelektronenmikroskopie**

Lichtmikroskope zur Oberflächenkontrolle der Prüfkörper

- Axiotech (Carl Zeiss/Oberkochen/Deutschland)
- Stereomikroskop Stemi 2000 (Carl Zeiss/Oberkochen/Deutschland)

Rasterelektronenmikroskopie

- Elektronenmikroskop Leo 1530 Gemini (Leo Zeiss/Oberkochen/Deutschland)

Prüfkörperherstellung

- Diamantsuspension 1  $\mu\text{m}$
- Schleif- und Poliergerät DAP V (Struers/Willich/Deutschland)
- SiC-Schleifpapier (Körnung 500, 1200, 2400, 4000)



## **4.3 Prüfkörperherstellung**

### **4.3.1 Druck-Scherfestigkeit**

#### **4.3.1.1 Vorbereitung Zähne**

Prüfkörper für den Druck-Scherfestigkeits-Test waren kariesfreie, humane Zähne, die vor Benutzung gründlich von Gewebsresten befreit und in isotonischer Kochsalzlösung gelagert wurden. Zunächst wurden die Zähne mit Hilfe einer Silikonform in durchsichtigen Kunststoff (ProBase Cold) eingegossen, der im Drucktopf auspolymerisierte (20 min bei 2 bar). Die so entstandenen Prüfkörper wurden mit Hilfe eines Nasstrimmers (model 801 DW) in die Form eines Quaders (annähernd 25 mm x 25 mm x 10 mm) gebracht, wobei die Dentin- oder Schmelzflächen vorsichtig freigelegt wurden. Anschließend erfolgte die Politur der entstandenen Flächen mittels der Nassschleifmaschine (Phoenix Beta-2). Die Lagerung der vorbereiteten Prüfkörper erfolgte in isotonischer Kochsalzlösung. Vor Verwendung wurden diese ca. 3 sec mit Wasser abgespült und vorsichtig mit Druckluft getrocknet.

#### **4.3.1.2 Teilversuch mit Adhäsivsystemen**

Die polierten Flächen der dafür vorgesehenen Prüfkörper wurden in diesem Teilversuch gemäß den Herstellerangaben mit jeweils einem Adhäsivsystem behandelt. Auf diese Fläche wurde dann das Komposit Ceram•X™ mono, mit Hilfe eines Messingrings (Höhe: 2 mm, Durchmesser: 5 mm), welcher mit einer Pinzette fixiert wurde, geschichtet und für 20 sec lichtgehärtet. Nachdem der Messingring mit einer Zange vorsichtig abgezogen wurde, lagerten alle so vorbereiteten Prüfkörper 24 h in isotonischer Kochsalzlösung oder wurden einer künstlichen Alterung von 25 000 TLW ausgesetzt. Nach der Behandlung folgte die Abscherung der Kompositzylinder mit der Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z005).

#### **4.3.1.3 Teilversuch mit Befestigungskompositen**

Für den Druck-Scherversuch unter Verwendung von Befestigungskompositen wurden mit Hilfe eines Messingrings (Höhe: 2 mm, Durchmesser: 5 mm) und einer glatten, durchsichtigen Folie Kompositzylinder hergestellt. Dafür wurde der

Messingring auf die Folie aufgelegt, mit einer Pinzette fixiert und das Komposit Ceram•X™ mono in die so entstandene Form mit einem Spatel und einem Kugelstopfer geschichtet. Nach 20-sekündiger Lichthärtung wurden die Kompositzylinder mit einem Spatel aus dem Messingring herausgedrückt, vor der Verwendung an der Klebefläche korundgestrahlt (Feinstrahlgerät Basic classic) und trocken gelagert.

### **Befestigungskomposite-Versuch: Lichthärtung**

Für den Teilversuch der Lichthärtung wurde nach der Trocknung des Zahn-Prüfkörpers das jeweilige Befestigungskomposit auf die polierte Fläche appliziert. Ausnahmen waren NX-3 und BISTITE II DC, da diese Produkte nicht selbstadhäsiv sind. Es wurde ein passendes Adhäsivsystem vor deren Applikation verwendet (OptiBond™ FL für NX-3, BISTITE II DC liefert ein passendes System im Set mit). Auf die applizierten Befestigungskomposite wurden die vorbereiteten Kompositzylinder mit Hilfe einer Pinzette aufgebracht. Nach kurzer Lichthärtung (2 - 5 sec herstellerabhängig) folgte die Entfernung der Überschüsse mit Hilfe eines Skalpells, sowie gemäß den Herstellerangaben eine erneute Lichthärtung. Die so vorbereiteten Prüfkörper lagerten dann für 24 h in isotonischer Kochsalzlösung oder wurden 25 000 TLW ausgesetzt. Nach der Behandlung erfolgte die Abscherung der Kompositzylinder mit der Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z005).

### **Befestigungskomposite-Versuch: Dunkelhärtung**

Bei dem Teilversuch der Dunkelhärtung wurde nach der Trocknung des Zahn-Prüfkörpers die Befestigungskomposite auf die polierte Fläche appliziert. Ausnahmen hierbei waren wiederum NX-3 und BISTITE II DC, da diese Produkte nicht selbstadhäsiv sind. Es wurde ein passendes Adhäsivsystem vor deren Applikation verwendet (OptiBond™ FL für NX-3, BISTITE II DC liefert ein passendes System im Set mit). Auf die applizierten Befestigungskomposite wurden anschließend die vorbereiteten Kompositzylinder mit Hilfe einer Pinzette aufgebracht. Die Entfernung der Überschüsse erfolgte durch eine Microbrush. Anschließend wurden die so vorbereiteten Prüfkörper sofort in einer Urglasschale mit isotonischer Kochsalzlösung in einem lichtdichten Thermoschrank bei 37 °C gelagert. Nach 24 h wurden die Kompositzylinder mit der Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z005) abgesichert.

#### **4.3.1.4 Teilversuch mit fließfähigen Kompositen**

Zur Ermittlung der Haftfestigkeit der fließfähigen Komposite an der Zahnhartsubstanz wurden die Prüfkörper mit Adhäsivsystemen des jeweiligen Herstellers vorbehandelt (Estelite Flow Quick High Flow und Estelite Flow Quick der Firma Tokoyama mit Bond Force, Venus® Diamond Flow mit iBOND® Self Etch). Um festzustellen, ob das Adhäsivsystem einen Einfluss auf die Druck-Scherfestigkeit des fließfähigen Komposits hat, wurde in einer Versuchsreihe auch Estelite Flow Quick mit iBOND® Self Etch vorbehandelt. Nach Applikation der Adhäsivsysteme wurde ein Messingring (Höhe: 2 mm, Durchmesser: 5 mm) mit einer Pinzette auf dem Prüfkörper fixiert und dieser mit fließfähigem Komposit gefüllt. Nach der gemäß Herstellerangaben folgenden Lichthärtung wurde der Messingring mit Hilfe einer Zange vorsichtig abgezogen. Die so vorbereiteten Prüfkörper wurden nach 24 h Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung mit der Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z005) abgeschert.

#### **4.3.1.5 Teilversuch mit Vertise™ Flow**

Die Prüfkörper aus Vertise™ Flow wurden mit Hilfe eines, auf dem Zahn mit einer Pinzette fixierten, Messingrings (Höhe: 2 mm, Durchmesser: 5 mm) hergestellt. Gemäß Herstellerangaben wurde zuerst eine geringe Menge des Werkstoffes appliziert und 20 sec mit einem mitgelieferten Pinsel aufgetragen (Schichtstärke < 0,5 mm). Nach 20-sekündiger Lichthärtung dieser dünnen Schicht, konnte der Messingring vollständig mit Vertise™ Flow gefüllt werden. Eine erneute 20-sekündige Lichthärtung erfolgte, bevor der Messingring mit einer Zange vorsichtig abgezogen wurde und die Prüfkörper für 24 h in isotonischer Kochsalzlösung lagerten. Danach wurden die Kompositzylinder mit der Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z005) abgeschert.

#### **4.3.1.6 Durchführung Druck-Scherfestigkeit**

Die Ermittlung der Druck-Scherfestigkeit erfolgte mit der Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z005). Nach Entnahme der Prüfkörper aus der isotonischen Kochsalzlösung wurden diese mit einem Tuch kurz getrocknet. Eingespannt in die Prüfvorrichtung wurden die Kompositzylinder parallel zur Zahnfläche durch einen

quadratischen Stempel mit einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min abgeschert (siehe Abbildung 5). Pro Serie wurden 6 bis 10 Messungen durchgeführt.

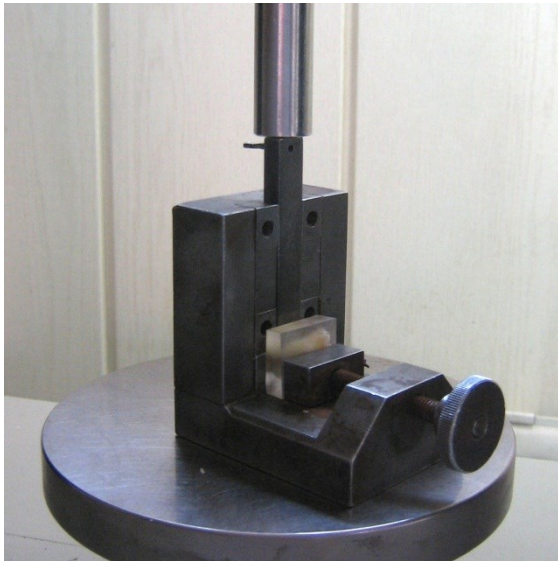


Abbildung 5: Versuchsanordnung Druck-Scherversuch

Die Druck-Scherfestigkeit wird in MPa angegeben und errechnet sich aus dem Quotient von aufgewendeter Kraft zur Haftfläche. (Siehe Formel 1)

$$p = \frac{F}{A}$$

Formel 1:  $p$  = Druck-Scherfestigkeit;  $F$  = Kraft;  $A$  = Haftfläche

Für  $A$  gilt:

$$A = \pi * r^2 \approx 19,63 \text{ mm}^2$$

Formel 2:  $A$  = Flächeninhalt Kreis;  $r$  = Radius

#### 4.3.2 Mechanische Eigenschaften

Zur Beurteilung der mechanischen Eigenschaften von Vertise™ Flow im Vergleich zu fließfähigen Kompositen und Befestigungskompositen wurden Biegefestigkeit, Vickers-Härte und des E-Moduls bestimmt.

#### **4.3.2.1 Prüfkörperherstellung**

Die Prüfkörper aus Komposit wurden mit Hilfe einer Messingform mit den Maßen  $2\text{ mm} \pm 0,1\text{ mm} \times 2\text{ mm} \pm 0,1\text{ mm} \times 25\text{ mm} \pm 0,2\text{ mm}$  hergestellt. Am Boden dieser Form befand sich eine glatte durchsichtige Folie. Eine weitere wurde nach dem Befüllen auf dem Komposit aufgebracht, um eine glatte und inhibitionsfreie Oberfläche zu erreichen. So vorbereitet wurden die Prüfstäbe mit dem Lichtpolymerisationsgerät (Dentacolor®XS) für 180 sec polymerisiert. Nach Entnahme aus der Form wurden die Prüfstäbe auf der Rückseite nochmals für 180 sec polymerisiert. Abweichungen der Maße konnten mit Hilfe von SiC 320 (P400) Schleifpapier ausgeglichen werden. Die so hergestellten Prüfkörper lagerten für 24 h in isotonischer Kochsalzlösung bei 37 °C im Thermoschrank.

#### **4.3.2.2 Befestigungskomposite**

Die Befestigungskomposite konnten auf Grund ihrer adhäsiven Eigenschaften nicht in einer Messingform hergestellt werden, da es bei ersten Vorversuchen zu einer adhäsiven Verbindung zwischen dem Befestigungskomposit und der Messingform kam. Aus diesem Grund wurden diese Prüfkörper mit Hilfe einer Silikonform mit den gleichen Innenmaßen hergestellt. Nach dem Befüllen mit Befestigungskomposit wurde erneut eine durchsichtige Kunststoffolie aufgebracht. Nach 180 sec Lichthärtung im Lichtpolymerisationsgerät (Dentacolor®XS) wurden die Prüfkörper aus der Form entnommen und erneut 180 sec von der anderen Seite polymerisiert. Abweichungen der Maße  $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 25\text{ mm} \pm 2\text{ mm}$  konnten mit SiC 320 (P400) Schleifpapier ausgeglichen werden. Die so hergestellten Prüfkörper wurden für 24 h bei 37 °C im Thermoschrank in isotonischer Kochsalzlösung aufbewahrt.

#### **4.3.2.3 Biegefestigkeit (Drei-Punkt-Biegebruch)**

Die Biegefestigkeit wurde mit Hilfe der Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z005) ermittelt. Hierbei wurden die quaderförmigen Prüfkörper aus Komposit oder Befestigungskomposit mittig, mit einer Stützweite von 20 mm auf zwei Stützbänke aufgelegt. Mit einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min wurden die Prüfkörper durch einen Stempel bis zum Bruch belastet. Dabei entstand pro Einzelversuch ein

Spannungs-Dehnungs-Diagramm. Die Biegefestigkeit ( $\sigma$ ) ergibt sich in MPa (siehe Formel 3). Pro Versuchsreihe wurden 6 Prüfkörper getestet.

$$\sigma = \frac{3 * F * l}{2 * b * h^2}$$

Formel 3:  $\sigma$  = Biegefestigkeit;  $F$  = Kraft;  $l$  = Stützweite;  $b$  = Breite der Probe;  $h$  = Höhe der Probe

#### 4.3.2.4 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul (E-Modul) ist ein Maß für den materialspezifischen Widerstand eines Körpers gegen Verformung (Breustedt und Lenz 1985). Für eine kleine Dehnung gilt das Hook'sche Gesetz (Spannung ist proportional zur resultierenden Dehnung) (Kunzelmann 2008). Auf dieser Grundlage wurde die E-Modulmessung zu Beginn des Biegefestigkeitsversuchs (im linearen Bereich) mit der Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z005) durchgeführt (von 0,8 - 1 % der Dehnung). Der E-Modul wird in MPa angegeben (siehe Formel 4). Pro Versuchsreihe wurden 6 Prüfkörper untersucht.

$$E = \frac{F * l^3}{f * 4 * h^3 * b}$$

Formel 4:  $E$  = E-Modul;  $F$  = Kraft;  $l$  = Stützweite;  $f$  = Durchbiegung;  $b$  = Breite der Probe;  $h$  = Höhe der Probe

#### 4.3.2.5 Vickers-Härte

Für die Vickers-Härtemessung wird eine quadratische Diamantpyramide mit einem Flächenöffnungswinkel von 136° verwendet (Finger 2005). Der Vickers-Härteprüfer setzte die Prüfkörper einer Belastung von 5 kg für 20 sec aus. Die Impressionen der Diamantpyramide wurden anschließend mit dem Axiotech Lichtmikroskop und dem SCD vermessen. Mit Hilfe der Formel 5 wurde die Vickers-Härte berechnet. Pro Versuchsreihe wurden 10 Messungen durchgeführt.

$$HV = 1,854 * \frac{F}{d^2}$$

Formel 5:  $HV$  = Vickers-Härte;  $F$  = Kraft;  $d$  = Diagonale

## **4.4 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung an Schmelz/Dentin**

Für die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen wurden kariesfreie, humane Zähne verwendet. Diese wurden vor der Benutzung von Gewebsresten gereinigt und in isotonischer Kochsalzlösung gelagert.

### **4.4.1 Vorbereitung Schmelz**

Für die Schmelzpräparate wurde die Schmelzoberfläche mit SiC-Schleifpapier im Nassschleiffverfahren in der Reihenfolge 1200, 2400, 4000 geschliffen und danach mit einer Diamantsuspension der Körnung 1 µm poliert. Nach einer 1-minütigen Reinigung im Ultraschallbad mit demineralisiertem Wasser konnten die so behandelten Oberflächen mit einem Lichtmikroskop auf Unregelmäßigkeiten überprüft und gegebenenfalls erneut poliert werden.

### **4.4.2 Vorbereitung Dentin**

Für die Dentinpräparate wurde die Schmelzoberfläche mit SiC-Schleifpapier in der Körnung 500 weitestgehend entfernt und danach die freigelegte Dentinfläche im Nassschleiffverfahren in der Reihenfolge 1200, 2400, 4000 geschliffen. Es erfolgte anschließend eine Politur mit einer Diamantsuspension der Körnung 1 µm. Nach einer 1-minütigen Reinigung im Ultraschallbad mit demineralisiertem Wasser konnten die so behandelten Oberflächen mit einem Lichtmikroskop auf Unregelmäßigkeiten überprüft und gegebenenfalls erneut poliert werden.

### **4.4.3 Herstellung Prüfkörper**

Nach Vorbereitung der Dentin-/Schmelzflächen wurden die Prüfkörper gemäß Herstellerangaben befestigt oder geschichtet. Es wurden drei Systeme jeweils stellvertretend für eine Gruppe ausgewählt.

Beim ersten System (Vertise™ Flow) erfolgte die Prüfkörperherstellung entsprechend Kapitel 4.3.1.5.

Als zweites System wurde das Komposit Ceram•X™ mono mit dem Adhäsivsystem OptiBond™ XTR gemäß Herstellerangaben am Dentin befestigt. Dazu wurde ein Messingring (Höhe: 2 mm, Durchmesser: 5 mm) mit Ceram•X™ mono mittels Spatel und einem Kugelstopfer gefüllt. Nach 20-sekündiger Lichthärtung wurde dieser Ring mit einer Zange vorsichtig abgezogen.

Als drittes System wurde das selbstadhäsive Befestigungskomposit CLERAFIL™ SA CEMENT gewählt. Mit einer Automischkanüle wurde es auf den Zahn appliziert und ein Kompositzylinder mit einer Pinzette aufgebracht. Die Herstellung des verwendeten Kompositzylinder wurde unter dem Unterpunkt „4.3.1.3 Teilversuch mit Befestigungskompositen“ bereits erklärt. Nach kurzer Lichthärtung (2 - 3 sec) erfolgte die Entfernung der Überschüsse des Befestigungskomposits mit einem Skalpell, bevor erneut für 20 sec polymerisiert wurde.

Anschließend wurde von allen drei Systemen die Zahnhartsubstanz mit 30%iger HCl abgeätzt und somit die direkte Oberfläche des jeweiligen Komposit-Adhäsivsystems dargestellt. Die entstandenen Kompositzylinder wurden auf einem Objektträger für das REM fixiert und mit Platin bedampft.

#### **4.4.4 Durchführung rasterelektronenmikroskopischer Untersuchungen**

Die vorbereiteten Prüfkörper wurden zunächst rasterelektronenmikroskopisch fotodokumentiert und die vorhandenen „tags“ vermessen. Die Auswahl der einzelnen Produkte erfolgte beispielhaft und soll die erzielten statistischen Werte verbildlichen. Abätzung der Zahnhartsubstanz, Fotodokumentation und Vermessung der „tags“ wurden durch Herrn Dipl.-Ingenieur (FH) Gerhard Raser, wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der FSU Jena, durchgeführt.



## 4.5 Statistische Auswertung

### 4.5.1 Ermittlung des Mittelwerts

Der Mittelwert, auch arithmetisches Mittel genannt, ermöglicht es die Einzelwerte einer Messreihe in einem Wert zusammenzufassen (Kuckartz et al. 2010).

Alle Werte der jeweiligen Messreihe werden summiert und anschließend durch die Anzahl der Messwerte ( $n$ ) geteilt (Siehe Formel 6).

Dadurch ist es möglich die einzelnen Messreihen miteinander zu vergleichen. Die sich ergebenden Mittelwerte wurden im Anschluss mit der Standardabweichung in Balkendiagrammen grafisch dargestellt.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \frac{1}{n} (x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n)$$

Formel 6: Arithmetische Mittelwert

### 4.5.2 Ermittlung der Standardabweichung

Die Standardabweichung ( $s$ ) ist ein Maß für die Streuung und ergibt sich aus der Quadratwurzel der Varianz.

Die Varianz gibt an, wie weit die Einzelwerte einer Messreihe vom arithmetischen Mittelwert entfernt liegen. Es werden alle Abstände der Einzelwerte zum Mittelwert quadriert, aufsummiert und durch die Anzahl der Messwerte geteilt (siehe Formel 7).

Je höher die Standardabweichung, umso höher die Streuung um das arithmetische Mittel (Kuckartz et al. 2010).

$$s = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Formel 7: Standardabweichung

Die so entstandenen Standardabweichungen wurden mit dem arithmetischen Mittel in Balkendiagrammen grafisch dargestellt.

#### 4.5.3 Statistische Absicherung

Um zwei Mittelwerte miteinander vergleichen zu können, verwendet man den t-Test. Wenn, wie in diesem Fall, für die Messreihen gilt:

- zwei unverbundene Stichproben mit den Umfängen  $n_1$  und  $n_2$  mit den Mittelwerten  $\bar{x}$  und  $\bar{y}$
- Stichproben besitzen eine ungleiche Varianz
- Daten beider Stichproben entstammen einer normalverteilten Grundgesamtheit

kann der heteroskedastische t-Test für zwei unverbundene Stichproben durchgeführt werden. Als Nullhypothese wurde angenommen, dass sich die Stichprobe A nicht von der Stichprobe B unterscheidet. Dabei wurde folgende Formel verwendet:

$$t = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{s \times \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}}$$

Formel 8: t-Test

Dabei wurde die mittlere Varianz  $s^2$  aus den beiden Varianzen  $s_1^2$  und  $s_2^2$  berechnet (siehe Formel 9) (Weiß 2010).

$$s^2 = \frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}$$

Formel 9: Berechnung mittlere Varianz

Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % festgelegt und die berechneten  $t$ -Werte damit verglichen. Somit lag ein signifikanter Unterschied vor, wenn  $t \leq 0,05$  war.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Ergebnisse Druck-Scherversuch: Dentin

#### 5.1.1 Vergleich Vertise™ Flow/Adhäsivsysteme

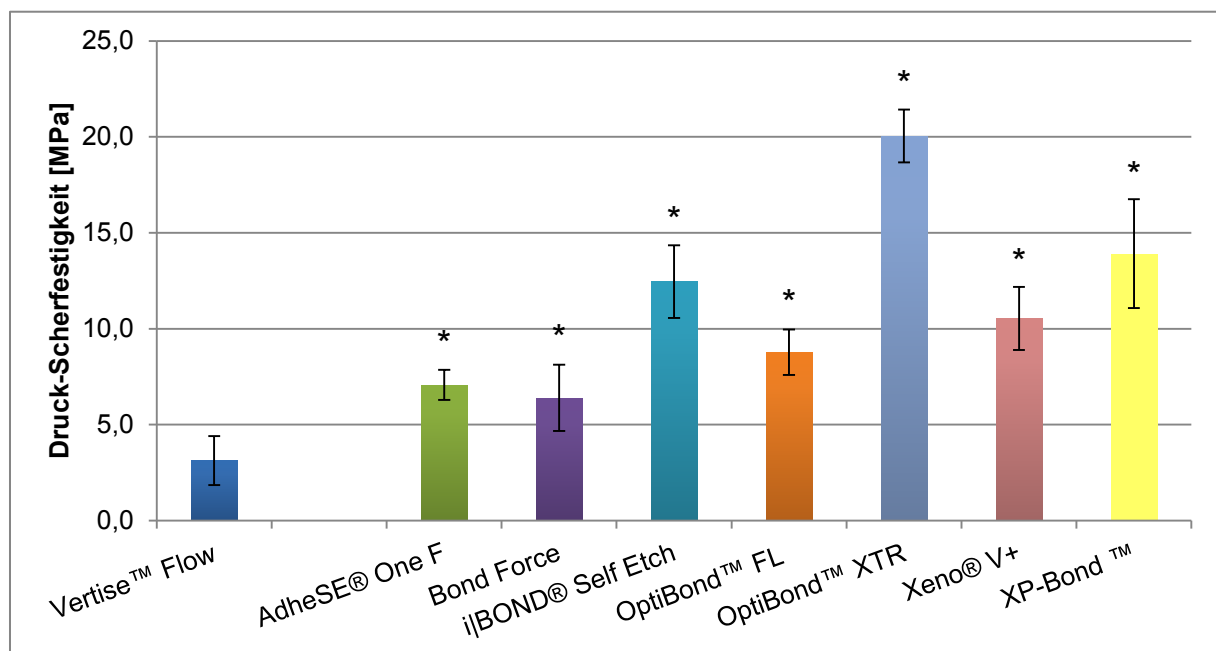


Abbildung 6: Druck-Scherfestigkeit von Vertise™ Flow zum Dentin im Vergleich zur Druck-Scherfestigkeit zwischen Dentin und Komposit (Ceram•X™ mono) unter Verwendung sieben unterschiedlicher Adhäsivsysteme nach 24-stündiger Lagerung, \*=signifikanter Unterschied zur Druck-Scherfestigkeit von Vertise™ Flow

Für das Produkt Vertise™ Flow wurde nach 24-stündiger Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung ein Mittelwert von 3,1 MPa für die Druck-Scherfestigkeit ermittelt. Dies stellt den Ausgangswert dar. Es bestand eine Signifikanz bei allen ermittelten Mittelwerten der Adhäsivsysteme zum Ausgangswert.

Die errechneten Mittelwerte der Adhäsivsysteme werden unter 5.1.2 besprochen.

### 5.1.2 Vergleich Adhäsivsysteme 24-Stundenwerte/25 000 TLW

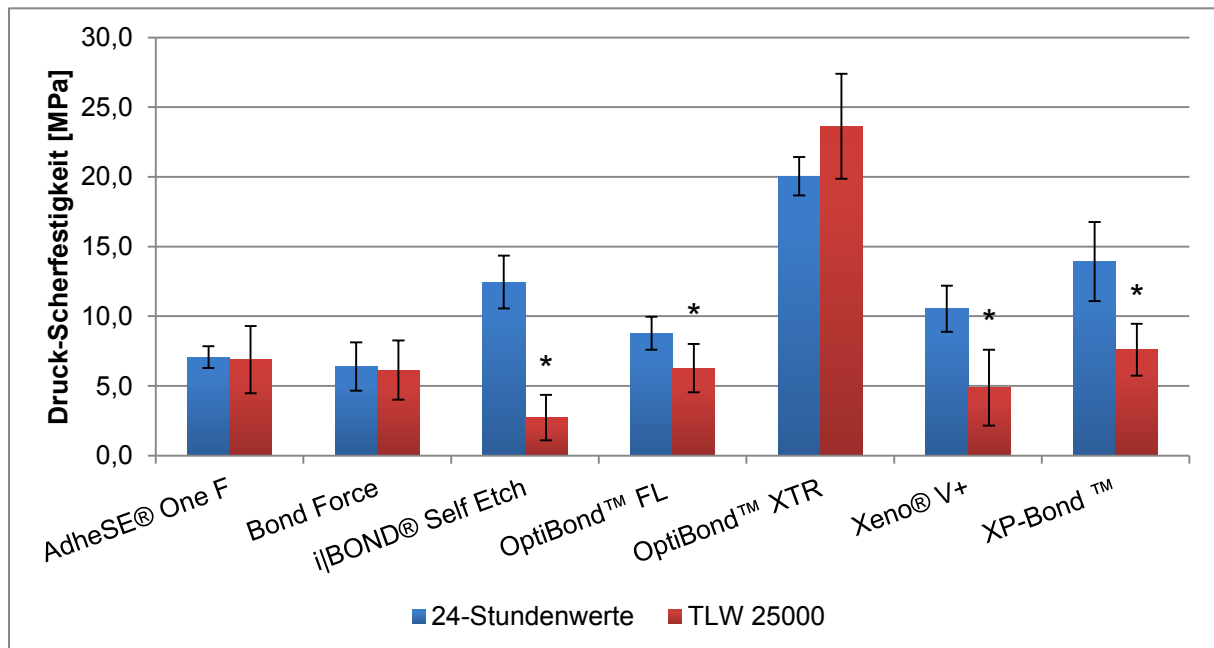


Abbildung 7: Vergleich der Druck-Scherfestigkeit zwischen Dentin und Komposit (Ceram•X™ mono) unter Verwendung sieben unterschiedlicher Adhäsivsysteme nach 24-stündiger Lagerung und nach 25 000 TLW, \*=signifikanter Unterschied zur Druck-Scherfestigkeit vom jeweiligen 24-Stundenwert

In diesem Teilvergleich werden die 24-Stundenwerte der unterschiedlichen Adhäsivsysteme mit ihren jeweiligen TLW-Werten verglichen.

AdheSE® One F erreichte nach 24-stündiger Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung einen Mittelwert der Druck-Scherfestigkeit von 7,1 MPa, welches für dieses Produkt den Initialwert darstellt. Nach der künstlichen Alterung von 25 000 TLW lag der Wert bei 6,9 MPa. Somit besteht keine Signifikanz zu dem Initialwert.

Das Produkt Bond Force hatte einen Druck-Scherfestigkeitswert von 6,4 MPa. Nach dem TLW lag der Wert bei 6,1 MPa. Es besteht keine Signifikanz zu dem 24-Stundenwert.

iBOND® Self Etch erreichte einen Initialwert von 12,4 MPa. Nach TLW lag der Wert bei 2,7 MPa. Dies zeigt eine Signifikanz zu dem Initialwert.

Der Initialwert von OptiBond™ FL lag bei 8,8 MPa. Nach 25 000 TLW erreichte das Produkt einen Mittelwert von 6,3 MPa. Hierbei liegt eine Signifikanz zu dem Initialwert vor.

OptiBond™ XTR hatte nach 24-stündiger Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung eine Druck-Scherfestigkeit von 20,0 MPa. Nach der künstlichen Alterung lag der Wert bei 23,6 MPa, welcher der höchste gesamtermittelte Wert ist. Es besteht keine Signifikanz zu dem 24-Stundenwert. Bei der Durchführung der Druck-Scherfestigkeitstests zwischen Dentin und Ceram•X™ mono unter Verwendung von OptiBond™ XTR kam es sowohl bei 24-stündiger Lagerung als auch nach 25 000 TLW zu mehrmaligen Dentinausrissen.

Für Xeno® V+ wurde ein Initialwert von 10,5 MPa ermittelt. Der Wert nach 25 000 TLW lag bei 4,9 MPa. Dieser Wert nach künstlicher Alterung ist signifikant zu dem Initialwert.

XP-Bond™ erreichte einen Initialwert von 13,9 MPa. Nach 25 000 TLW lag die Druck-Scherfestigkeit bei 7,6 MPa. Es liegt eine Signifikanz zu dem Initialwert vor.

### 5.1.3 Vergleich Vertise™ Flow/Fließfähige Komposite

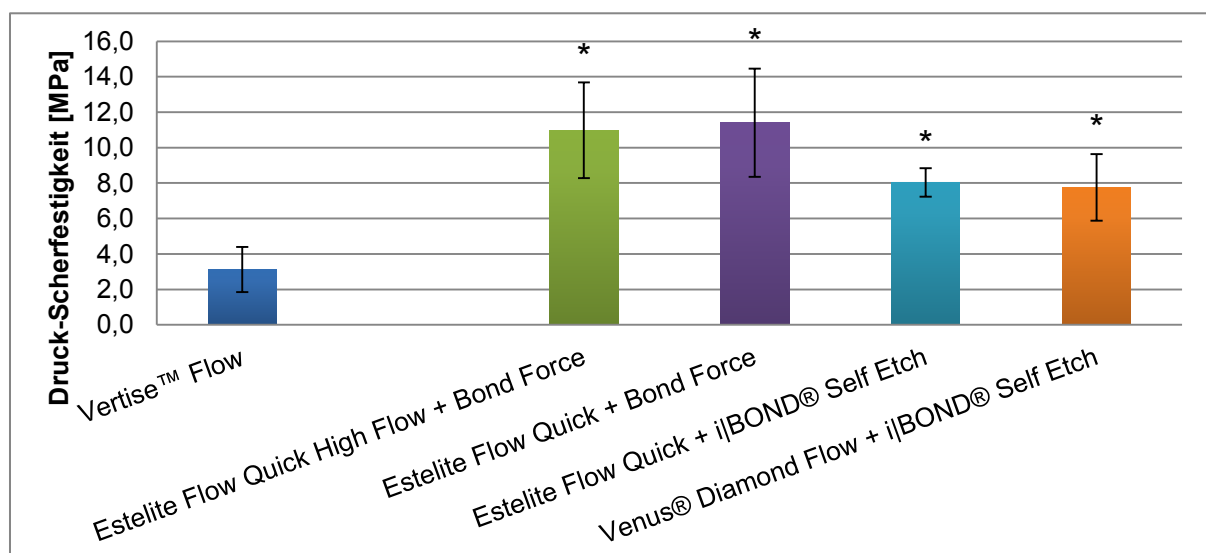


Abbildung 8: Druck-Scherfestigkeit von Vertise™ Flow zum Dentin im Vergleich zur Druck-Scherfestigkeit zwischen Dentin und drei fließfähiger Komposite unter Anwendung von zwei Adhäsivsystemen nach 24-stündiger Lagerung, \*=signifikanter Unterschied zur Druck-Scherfestigkeit von Vertise™ Flow

Für das Produkt Vertise™ Flow wurde nach 24-stündiger Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung ein Mittelwert von 3,1 MPa für die Druck-Scherfestigkeit ermittelt, welcher den Ausgangswert darstellt. Es bestand eine Signifikanz bei allen ermittelten Mittelwerten der fließfähigen Komposite zu diesem Ausgangswert.

Die Kombination Estelite Flow Quick High Flow + Bond Force erreichte eine Druck-Scherfestigkeit von 11,0 MPa. Der Wert von Estelite Flow Quick + Bond Force lag bei 11,4 MPa. Es besteht keine Signifikanz zwischen diesen ermittelten Werten.

Die Kombination Estelite Flow Quick + i|BOND® Self Etch erreichte eine Druck-Scherfestigkeit von 8,0 MPa. Der Wert von Venus® Diamond Flow + i|BOND® Self Etch lag bei 7,8 MPa. Es besteht keine Signifikanz zwischen diesen ermittelten Werten.

Eine Signifikanz bestand allerdings zwischen den Mittelwerten von Venus® Diamond Flow + i|BOND® Self Etch und Estelite Flow Quick + Bond Force.

#### 5.1.4 Vergleich Vertise™ Flow/Befestigungskomposite

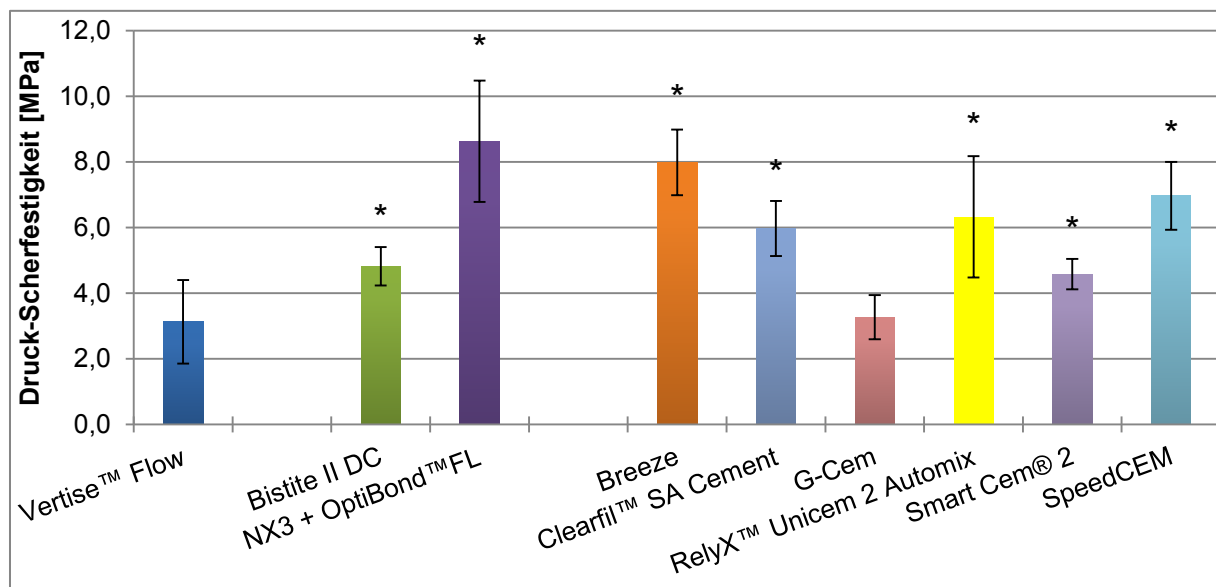


Abbildung 9: Druck-Scherfestigkeit von Vertise™ Flow zum Dentin im Vergleich zur Druck-Scherfestigkeit zwischen Dentin und Komposit (Ceram•X™ mono) unter Verwendung von zwei Befestigungskompositen mit Adhäsivsystem und sechs selbstadhäsiver Befestigungskomposite nach 24-stündiger Lagerung, \*=signifikanter Unterschied zur Druck-Scherfestigkeit von Vertise™ Flow

Für das Produkt Vertise™ Flow mit einer Druck-Scherfestigkeit von 3,1 MPa nach 24 h bestand eine Signifikanz zu allen ermittelten Druck-Scherfestigkeiten der Befestigungskomposite mit Ausnahme von dem Produkt G-Cem.

Die ermittelten Mittelwerte der Befestigungskomposite werden unter 5.1.5 besprochen.

### 5.1.5 Vergleich Befestigungskomposite: Licht-/Dunkelhärtung/25 000 TLW

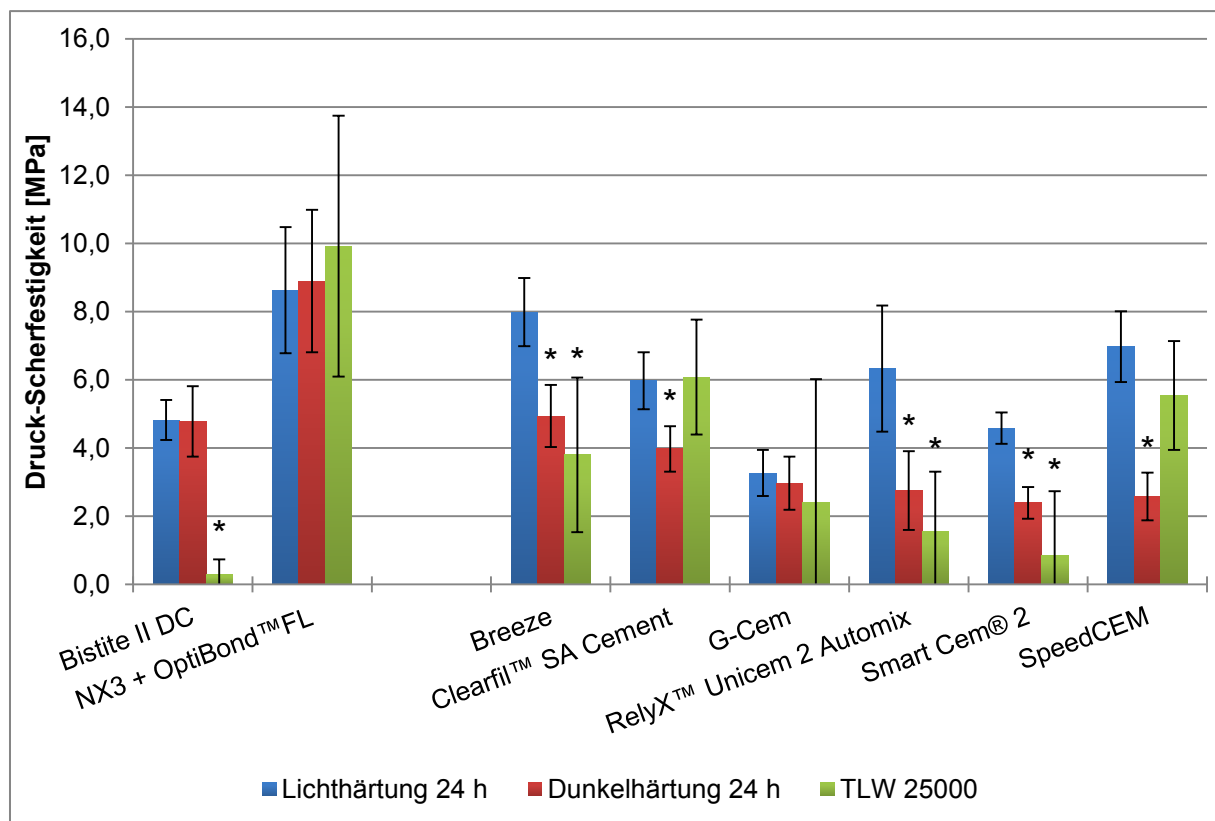


Abbildung 10: Vergleich der Druck-Scherfestigkeit von Dentin und Komposit (Ceram•X™ mono) unter Verwendung von zwei Befestigungskompositen mit Adhäsivsystem und sechs selbstadhäsiver Befestigungskomposite nach Licht-/Dunkelhärtung und 25 000 TLW, \*=signifikanter Unterschied zur Druck-Scherfestigkeit vom jeweiligen 24-Stundenwert

In diesem Teilvergleich werden die 24-Stundenwerte der Druck-Scherfestigkeit mit den TLW- und Dunkelhardtungs-Werten der einzelnen Produkte verglichen.

Für das Produkt Bistite II DC wurde nach Lichthärtung und 24-stündiger Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung ein Mittelwert von 4,8 MPa für die Druck-Scherfestigkeit ermittelt. Nach Dunkelhardtung und 24-stündiger Lagerung in isotonischer

Kochsalzlösung lag der Wert bei 4,8 MPa und bei 0,3 MPa nach künstlicher Alterung mit 25 000 TLW. Nur der Wert nach 25 000 TLW war signifikant zu dem Initialwert.

Für die Kombination aus dem nicht selbstadhäsiven Befestigungskomposit NX3 und dem Adhäsivsystem OptiBondFL™ wurde eine Druck-Scherfestigkeit von 8,6 MPa nach 24 h ermittelt. Der Wert für die Dunkelhärtung lag bei 8,9 MPa und bei 9,9 MPa. Es bestand kein signifikanter Unterschied zu dem Initialwert.

Der Initialwert für Breeze lag bei 8,0 MPa. Für die Dunkelhärtung wurde eine Druck-Scherfestigkeit von 4,9 MPa und für die 25 000 TLW ein Wert von 3,8 MPa ermittelt. Beide Werte weisen einen signifikanten Unterschied zu dem Initialwert vor.

Clearfil™ SA Cement hatte einen Initialwert für die Druck-Scherfestigkeit von 6,0 MPa. Nach Dunkelhärtung lag der Wert bei 4,0 MPa und bei 6,1 MPa nach 25 000 TLW. Der Wert der Dunkelhärtung war signifikant zu dem Initialwert.

Der Initialwert für das selbstadhäsive Befestigungskomposit G-Cem lag bei 3,3 MPa. Nach Dunkelhärtung lag der Wert für die Druck-Scherfestigkeit bei 3,0 MPa und bei 2,4 MPa nach 25.000 TLW. Es bestand kein signifikanter Unterschied zu dem Initialwert.

Für RelyX™ Unicem 2 Automix wurde ein Initialwert von 6,3 MPa ermittelt. Nach der Dunkelhärtung lag der Wert bei 2,8 MPa und bei 1,5 MPa nach 25 000 TLW. Die Druck-Scherfestigkeitswerte der Dunkelhärtung und der künstlichen Alterung von 25 000 TLW waren signifikant zu dem Initialwert.

Smart Cem® 2 erreichte eine Druck-Scherfestigkeit nach Lichthärtung von 4,6 MPa. Nach Dunkelhärtung lag der Wert bei 2,4 MPa und bei 0,8 MPa nach 25 000 TLW. Die Druck-Scherfestigkeitswerte der Dunkelhärtung und der künstlichen Alterung von 25 000 TLW waren signifikant zu dem Initialwert.

SpeedCEM hatte einen Initialwert von 7,0 MPa. Nach Dunkelhärtung lag der Wert für die Druck-Scherfestigkeit bei 2,6 MPa und bei 5,5 MPa nach 25 000 TLW. Der Druck-Scherfestigkeitswert der Dunkelhärtung zeigte eine Signifikanz zu dem Initialwert



## 5.2 Ergebnisse Druck-Scherversuch: Schmelz

Bei diesem Teilversuch wurde das selbstadhäsive, fließfähige Vertise™ Flow mit den selbstadhäsiven Befestigungskompositen Clearfil™ SA Cement und Breeze, sowie dem Adhäsivsystem Optibond™ XTR mit Ceram•X™ mono verglichen.

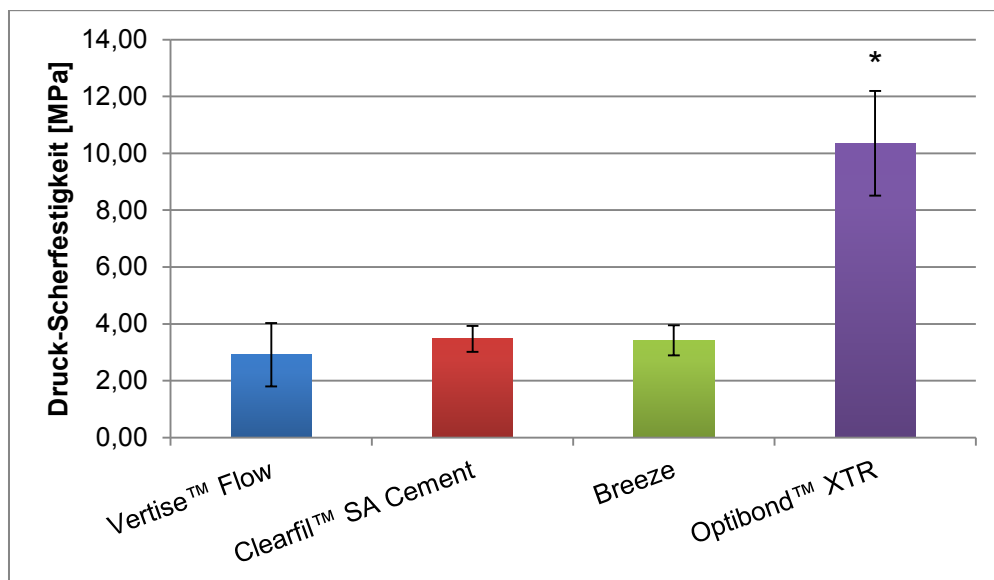


Abbildung 11: Druck-Scherfestigkeit von Vertise™ Flow zum Schmelz im Vergleich zur Druck-Scherfestigkeit zwischen Schmelz und Ceram•X™ mono unter Verwendung von zwei selbstadhäsiven Befestigungskompositen und dem Adhäsivsystem Optibond™ XTR nach 24-stündiger Lagerung, \*=signifikanter Unterschied zur Druck-Scherfestigkeit von Vertise™ Flow

Für das Produkt Vertise™ Flow wurde nach 24-stündiger Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung ein Mittelwert von 2,92 MPa für die Druck-Scherfestigkeit ermittelt, welches den Ausgangswert darstellt. Clearfil™ SA Cement erreichte einen Wert von 3,47 MPa, Breeze einen Wert von 3,43 MPa und Optibond™ XTR mit Ceram•X™ mono einen Wert von 10,35 MPa. Nur die Druck-Scherfestigkeit unter Verwendung von Optibond™ XTR mit Ceram•X™ mono war signifikant zu dem Ausgangswert.

Die Druck-Scherfestigkeitswerte der beiden Befestigungskomposite wiesen keinen signifikanten Unterschied untereinander auf.

## 5.3 Ergebnisse mechanische Eigenschaften

### 5.3.1 Vergleich Vertise™ Flow/fließfähige Komposite

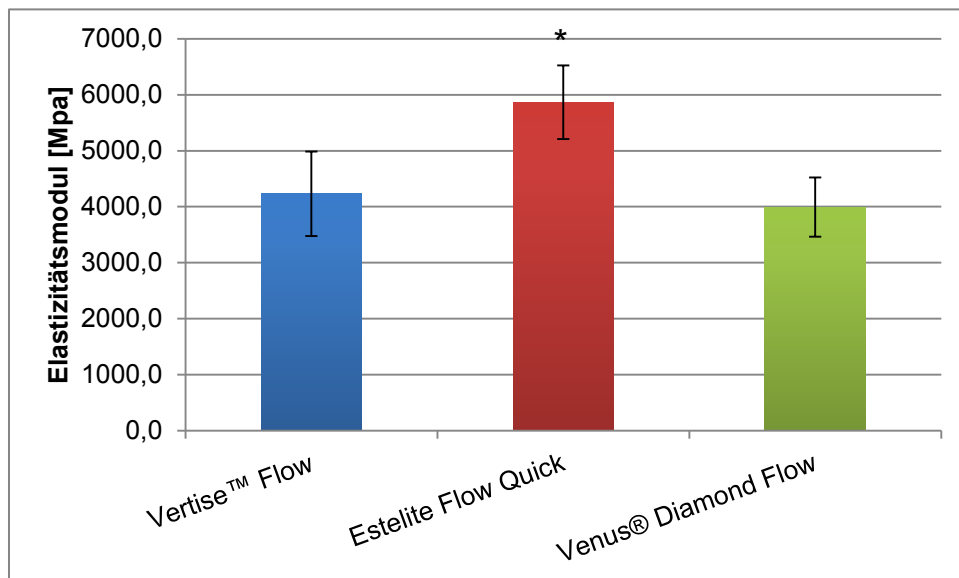


Abbildung 12: E-Modul von Vertise™ Flow und zweier fließfähiger Komposite, \*=signifikanter Unterschied zum E-Modul von Vertise™ Flow

Nach 24-stündiger Lagerung bei 37 °C in isotonischer Kochsalzlösung wurde ein Elastizitätsmodul von 4231,4 MPa für Vertise™ Flow ermittelt. Dies stellte den Ausgangswert dar. Estelite Flow Quick erreichte einen Wert von 5867,0 MPa und Venus® Diamond Flow einen Wert von 3993,7 MPa. Nur der Wert von Estelite Flow Quick war signifikant zu dem Ausgangswert von Vertise™ Flow.

Der Vergleich der Elastizitätsmodule von Estelite Flow Quick und Venus® Diamond Flow zeigte ebenso eine Signifikanz.

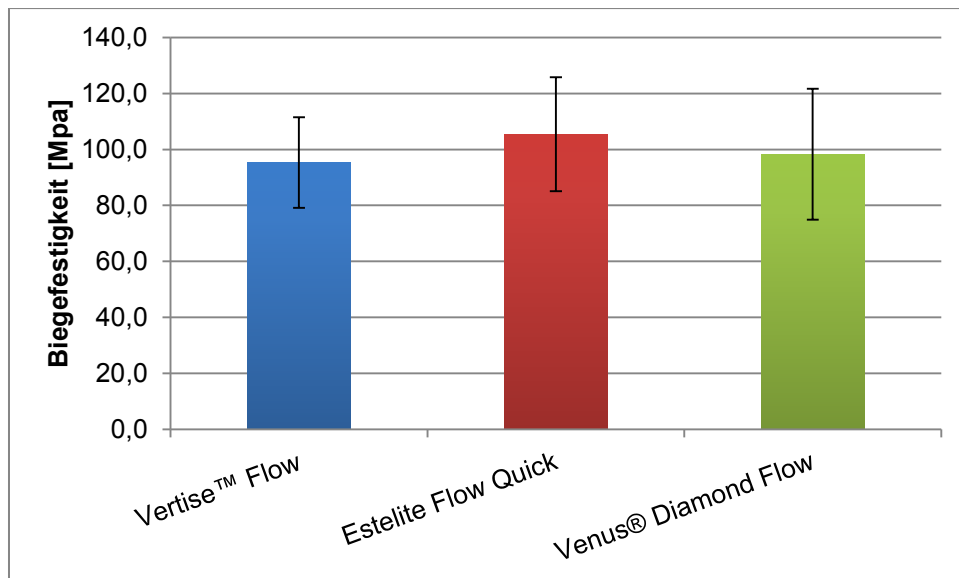


Abbildung 13: Biegefestigkeit von Vertise™ Flow und zweier fließfähiger Komposite

Die ermittelte Biegefestigkeit von Vertise™ Flow betrug 95,3 MPa und stellte den Ausgangswert dar. Estelite Flow Quick hatte einen Wert von 105,4 MPa und Venus® Diamond Flow einen Wert von 98,3 MPa. Es bestand eine Signifikanz bei allen ermittelten Mittelwerten der fließfähigen Komposite zu dem Ausgangswert von Vertise™ Flow.

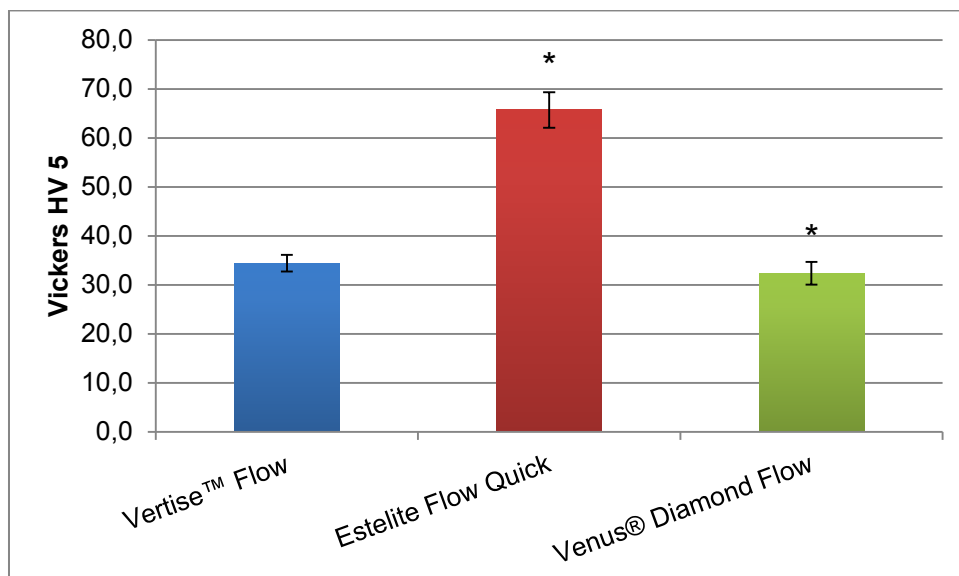


Abbildung 14: Vickers-Härte von Vertise™ Flow und zweier fließfähiger Komposite, \* = signifikanter Unterschied zur Vickers-Härte von Vertise™ Flow

Vertise™ Flow hatte eine Vickers-Härte von 34,4 , welche den Ausgangswert darstellt. Estelite Flow Quick erzielte eine Vickers-Härte von 65,7 und Venus® Diamond Flow eine Vickers-Härte von 32,4. Die Werte der fließfähigen Komposite sind zum Ausgangswert signifikant.

Der Vergleich der Vickers-Härten von Estelite Flow Quick und Venus® Diamond Flow zeigte ebenso eine Signifikanz.

### 5.3.2 Vergleich Vertise™ Flow/Befestigungskomposite

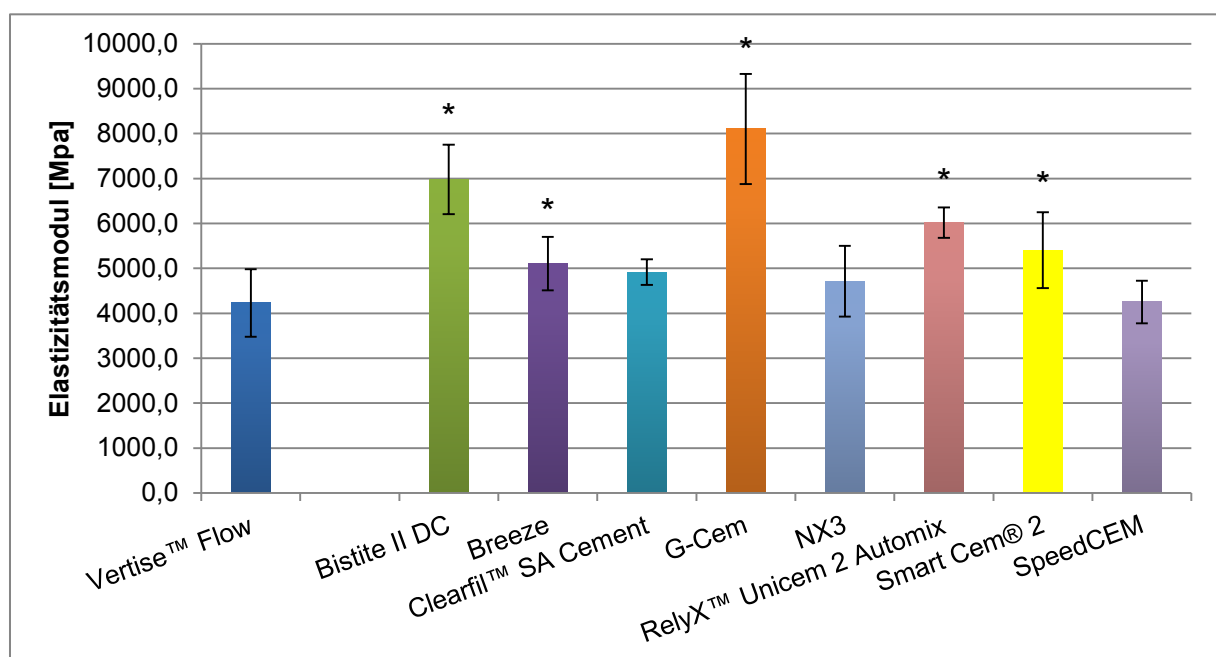


Abbildung 15: Elastizitätsmodul von Vertise™ Flow und der Befestigungskomposite, \*=signifikanter Unterschied zum E-Modul von Vertise™ Flow

Für Vertise™ Flow wurde ein Elastizitätsmodul von 4231,4 MPa ermittelt. Dies stellte den Ausgangswert dar. Die Elastizitätsmodulwerte für die Befestigungskomposite waren: Bistite II DC 6980,2 MPa, Breeze 5106,1 MPa, Clearfil™ SA Cement 4916,5 MPa, G-Cem 8102,8 MPa, NX3 4716,2 MPa, RelyX™ Unicem 2 Automix 6020,5 MPa, Smart Cem® 2 5405,2 MPa und SpeedCEM 4253,2 MPa. Eine Signifikanz zu dem Ausgangswert bestand bei: Bistite II DC, Breeze, G-Cem, RelyX™ Unicem 2 Automix und Smart Cem® 2.

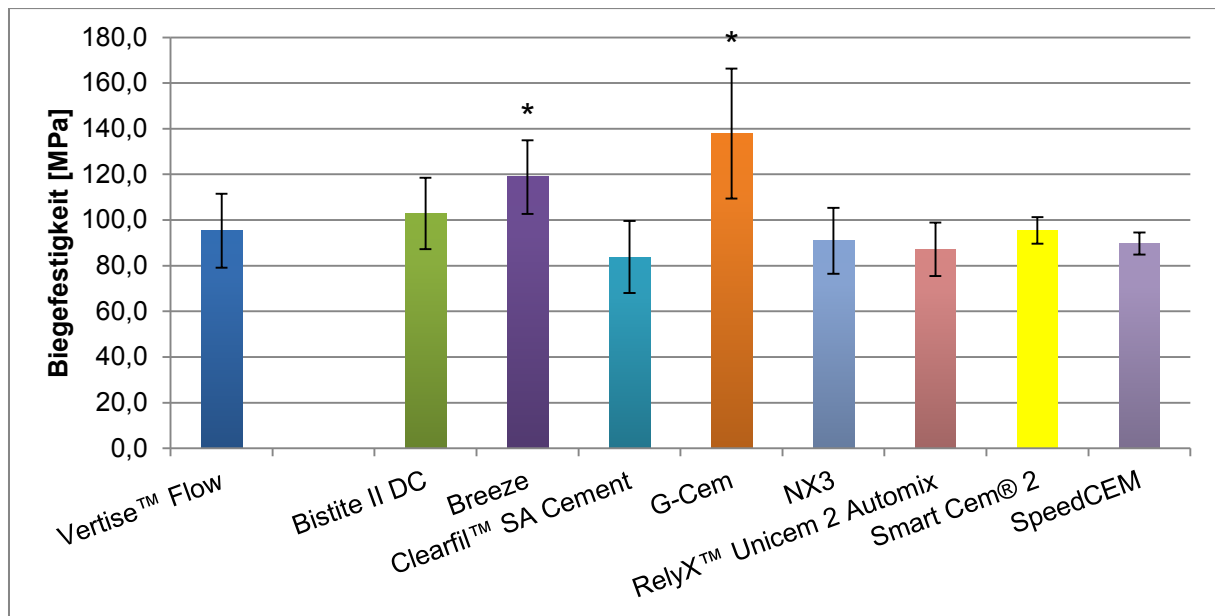


Abbildung 16: Biegefestigkeit von Vertise™ Flow und den Befestigungskompositen, \*=signifikanter Unterschied zur Biegefestigkeit von Vertise™ Flow

Die ermittelte Biegefestigkeit von Vertise™ Flow betrug 95,3 MPa und stellte den Ausgangswert dar. Die Biegefestigkeitswerte für die Befestigungskomposite waren: Bistite II DC 102,9 MPa, Breeze 118,9 MPa, Clearfil™ SA Cement 83,8 MPa, G-Cem 137,9 MPa, NX3 91,0 MPa, RelyX™ Unicem 2 Automix 87,2 MPa, Smart Cem® 2 95,5 MPa und SpeedCEM 89,7 MPa. Eine Signifikanz zu dem Ausgangswert bestand bei: Breeze und G-Cem.

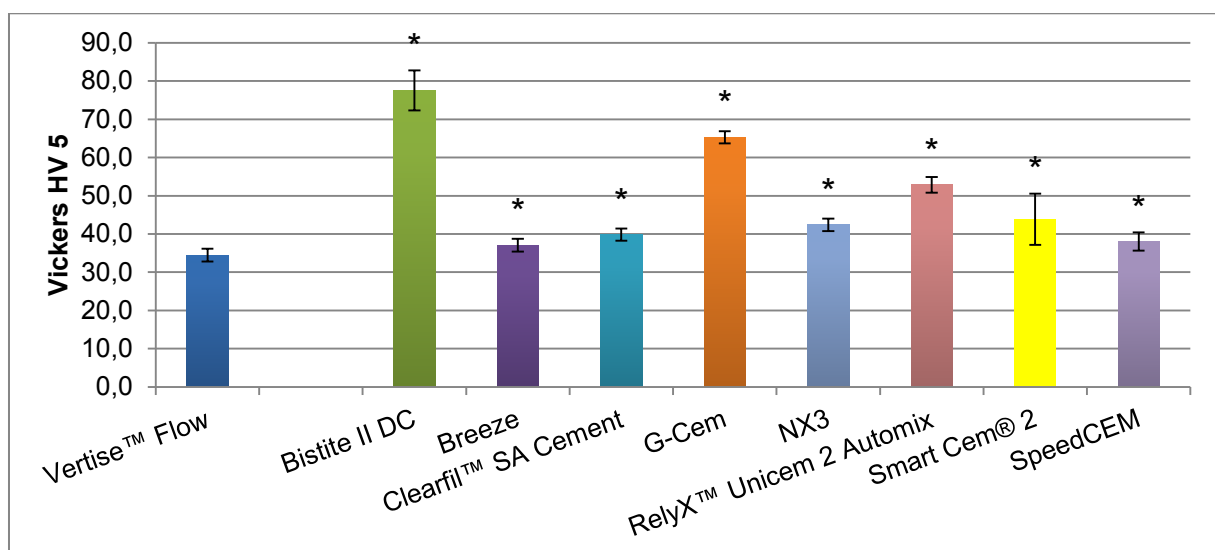


Abbildung 17: Vickers-Härte von Vertise™ Flow und den Befestigungskompositen, \*=signifikanter Unterschied zur Vickers-Härte von Vertise™ Flow

Vertise™ Flow hatte eine Vickers-Härte von 34,4 , welche den Ausgangswert darstellte. Die Vickers-Härtewerte für die Befestigungskomposite waren: Bistite II DC 77,5 , Breeze 37,1 , Clearfil™ SA Cement 39,8 , G-Cem 65,2 , NX3 42,4 , RelyX™ Unicem 2 Automix 52,9 , Smart Cem® 2 43,9 und SpeedCEM 38,1 . Alle Vickers-Härtewerte der Befestigungskomposite sind signifikant abweichend vom Ausgangswert Vertise™ Flow.

## 5.4 Ergebnisse REM

Zur Veranschaulichung der Ergebnisse wurden beispielhaft Produkte aus den einzelnen Gruppen ausgewählt und rasterelektronenmikroskopische Bilder angefertigt. Es wurden jeweils Aufnahmen an Schmelz und Dentin durchgeführt.

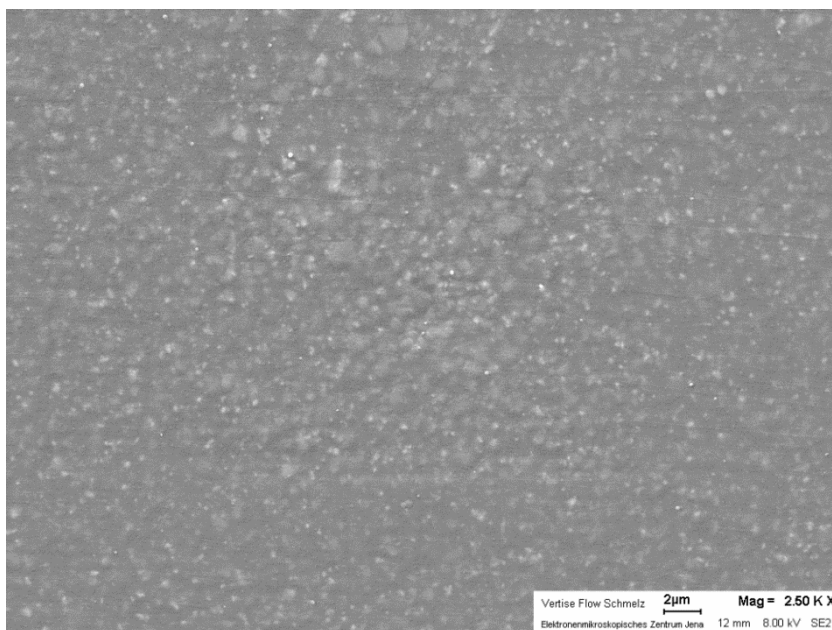


Abbildung 18: Verbundzone von Vertise™ Flow bei 25 000-facher Vergrößerung nach Entfernung des Schmelzes

In Abbildung 18 ist kein typisches Schmelz-Komposit-Interaktionsmuster nach Entfernung der Zahnhartsubstanz mit 30%iger HCl bei Anwendung von Vertise™ Flow sichtbar.

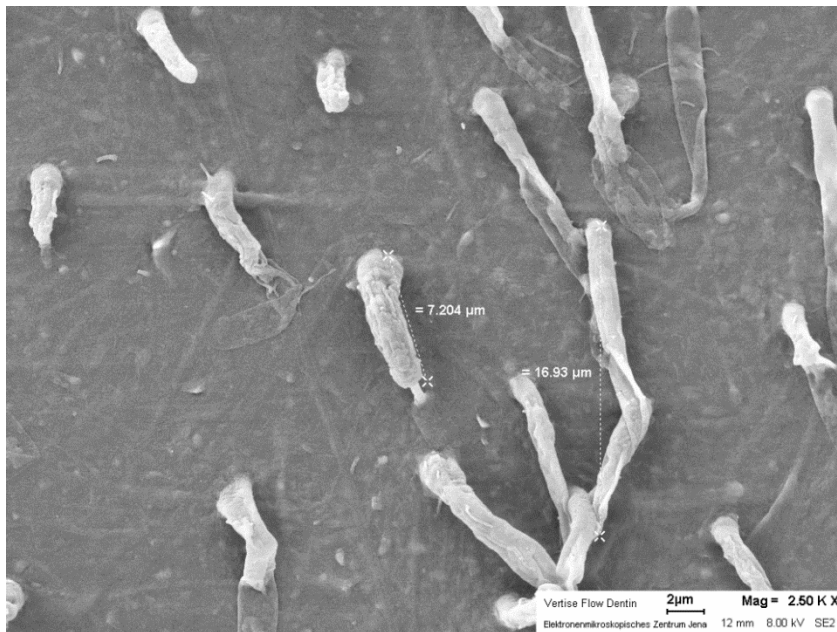


Abbildung 19: Verbundzone von Vertise™ Flow bei 25 000-facher Vergrößerung nach Entfernung des Dentins

Nach Entfernung des Dentins mit 30%iger HCl wurden „Kunststofftags“ sichtbar. Diese waren gleichmäßig über die analysierte Fläche verteilt. Der längste „tag“ in Abbildung 19 wurde mit 16,93 µm und der kürzeste „tag“ mit 7,2 µm bei der Anwendung von Vertise™ Flow vermessen.

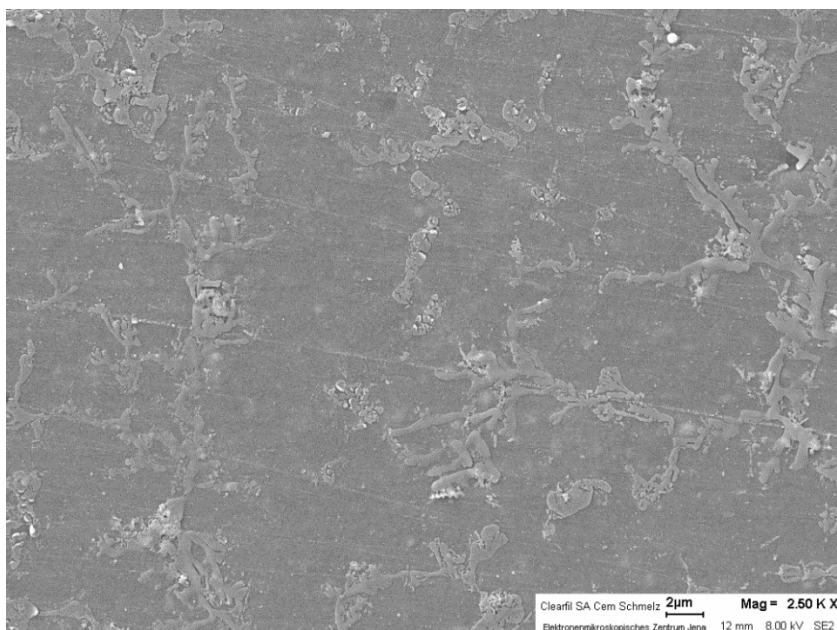


Abbildung 20: Verbundzone von Clearfil™ SA Cement bei 25 000-facher Vergrößerung nach Entfernung des Schmelzes

Bei der Betrachtung der Abbildung 20 sind keine typischen Schmelz-Komposit-Interaktionsmuster nach Entfernung der Zahnhartsubstanz mit 30%iger HCl feststellbar. Es wurde bei diesem Teilversuch das selbstadhäsive, dualhärtende Befestigungskomposit Clearfil™ SA Cement verwendet.

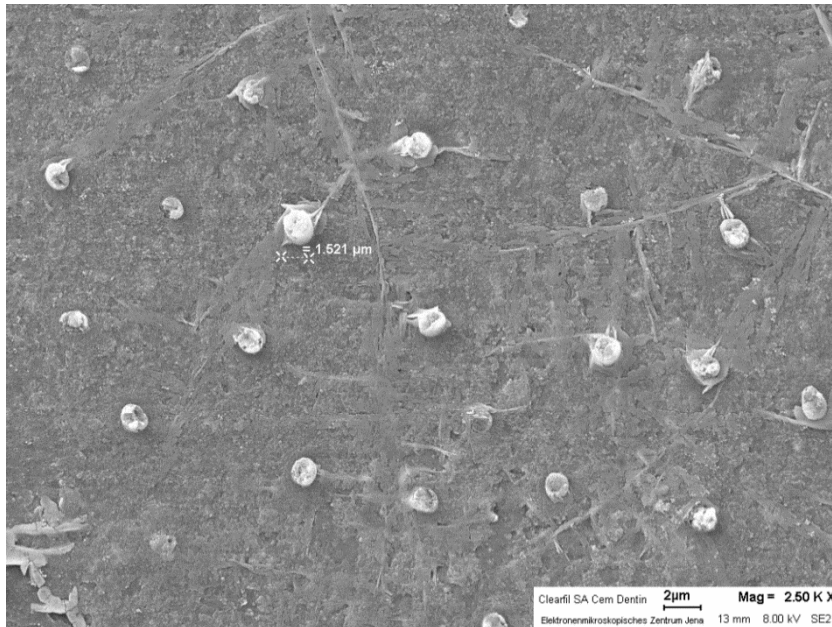


Abbildung 21: Verbundzone von Clearfil™ SA Cement bei 25 000-facher Vergrößerung nach Entfernung des Dentins

Nach Entfernung des Dentins mit 30%iger HCl wurden „Kunststofftags“ bei der Verwendung des gleichen Produkts sichtbar. Die „tags“ waren gleichmäßig über die analysierte Fläche verteilt. Die Höhe und Breite der einzelnen „tags“ betrug ungefähr 1,5 μm, wie in Abbildung 21 dargestellt.



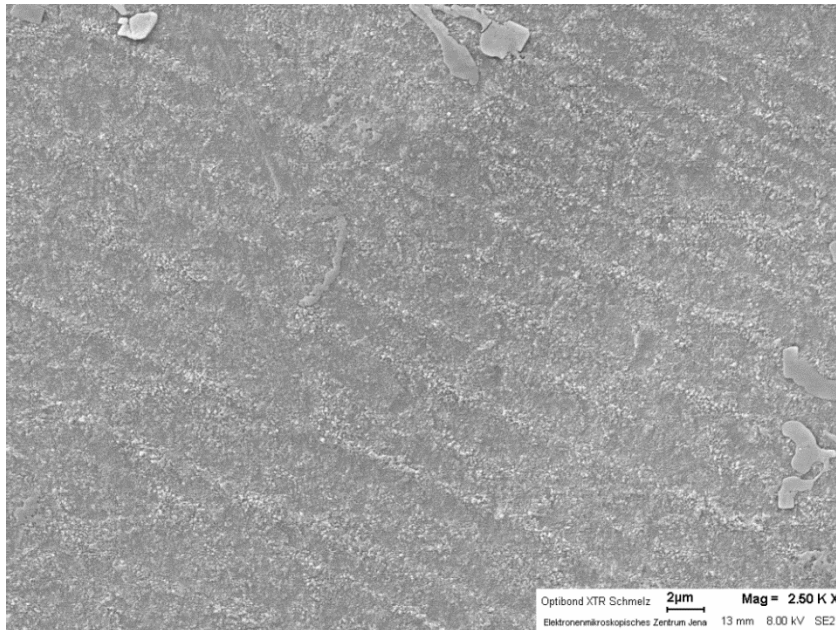


Abbildung 22: Verbundzone von OptiBond™ XTR bei 25 000-facher Vergrößerung nach Entfernung des Schmelzes

In Abbildung 22 sind nur geringe Schmelz-Komposit-Interaktionsmuster nach Entfernung der Zahnhartsubstanz mit 30%iger HCl feststellbar. Es wurde bei diesem Teilversuch das lichthärtende, selbstätzende Zwei-Komponenten-Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin OptiBond™ XTR verwendet.

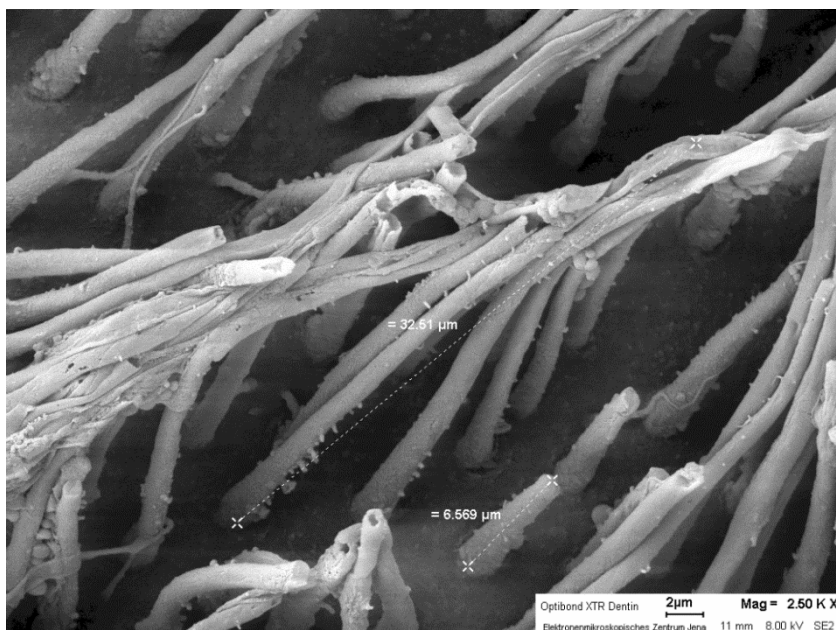


Abbildung 23: OptiBond™ XTR bei 25 000-facher Vergrößerung nach Entfernung des Dentins

Abbildung 23 zeigt die „Kunststofftags“ von OptiBond™ XTR, welche nach der Entfernung des Dentins mit 30%iger HCl entstanden sind. Diese waren gleichmäßig über die analysierte Fläche verteilt. Der längste „tag“ wurde mit 32,51 µm und der kürzeste „tag“ mit 6,5 µm vermessen.

## **6 Diskussion**

### **6.1 Druck-Scherfestigkeit**

Um die Wirksamkeit von verschiedenen adhäsiven Techniken miteinander zu vergleichen, verwendet man Haftfestigkeitstests. Neben dem am häufigsten verwendeten Mikrozugversuch wird der in dieser Arbeit verwendete Druck-Scherversuch (Makro-Scherversuch) als zweithäufigster Versuch angewendet (Scherrer et al. 2010). Das Fehlen weiterer Arbeitsschritte nach dem Aufbringen der abzuscherenden Körper ermöglicht eine schnelle und einfache Handhabung, was dieses Verfahren bei Forschungseinrichtungen und Unternehmen sehr beliebt macht (Van Meerbeek et al. 2010). Trotz der guten Standardisierung gibt es diverse Einflussfaktoren für die Haftfestigkeit, welche einen signifikanten Einfluss auf das Messergebnis haben. Zu nennen sind hier die Herkunft und der Typ des Zahnes, Lagerbedingungen des Prüfkörpers, die Traversengeschwindigkeit und die Komposit- und Klebefläche (Leloup et al. 2001). Ebenso das verwendete Komposit, dessen Materialeigenschaften und E-Modul ausschlaggebend sind. So wurde beobachtet, dass bei Verwendung von Kompositen mit einem hohen E-Modul ein höherer Haftwert im Vergleich zu Kompositen mit geringerem E-Modul erzielt wurde. Des Weiteren sollte das Auftragen des Adhäsivs nur auf die benötigte Fläche geschehen und nicht auf den gesamten Zahn. Solch eine Vergrößerung der adhäsiv genutzten Fläche hat eine Erhöhung des Haftwerts zur Folge (Van Meerbeek et al. 2010). Die Form des Prüfstempels (punktförmige Kraftanwendung, Drahtschleife oder einer Schneidekante) hat Auswirkung auf die Form der Kraftapplikation und somit ebenso auf die Messergebnisse (DeHoff et al. 1995). In Anbetracht dieser vielen Faktoren bei der Anwendung des Makro-Scherversuches, ist bei einem Vergleich zwischen Studien eine ausführliche Beschreibung des Studiendesigns wichtig (Braga et al. 2010). Daraus folgend wird nachstehend ein Vergleich mit ähnlichen Studien durchgeführt, um die Wertigkeit der Ergebnisse zu validieren.

Um mögliche Fehlerquellen zu eliminieren wurde eine Standardisierung durchgeführt. Bei der Herstellung der Prüfkörper wurde bei Anwendung der adhäsiven Systeme und Befestigungskomposite immer das gleiche Komposit verwendet, wodurch gleiche Ausgangsbedingungen geschaffen wurden. Eventuelle herstellereigenspezifische

Feinabstimmungen der einzelnen Produkte werden somit nicht berücksichtigt, was allerdings in anderen Studien oftmals der Fall ist (Van Meerbeek et al. 2010).

Bei Anwendung nicht selbstadhäsiver Befestigungskomposite wurden Adhäsive verwendet, die vom gleichen Hersteller stammen.

Beim Teilversuch der fließfähigen Komposite kamen zum Vergleich sowohl herstellerfremde, als auch herstellerspezifische Adhäsive zum Einsatz.

Alle Produkte wurden strikt nach den jeweiligen Herstellerangaben und nur von einer Person verarbeitet, um eine Variabilität und Fehler bei der Applikation auszuschließen.

### **6.1.1 Ergebnisse Druck-Scherfestigkeit Vertise™ Flow**

Mit einer Druck-Scherfestigkeit für Dentin von  $3,1 \text{ MPa} \pm 1,3 \text{ MPa}$  und für Schmelz von  $2,9 \text{ MPa} \pm 1,1 \text{ MPa}$  hatte Vertise™ Flow in dieser Betrachtung die geringsten Werte. Sowohl ähnliche, als auch abweichende Ergebnisse können in der Literatur gefunden werden. So wurden in einer Untersuchung aus 2012 von Vichi et al. die Zahlenwerte für Dentin von  $3,4 \text{ MPa} \pm 1,6 \text{ MPa}$  und für Schmelz von  $2,6 \text{ MPa} \pm 2,6 \text{ MPa}$  erhoben (Vichi et al. 2012). Diese liegen sehr nah an den hier erreichten Ergebnissen. Weitere ähnliche Zahlen wurden von Pacifici et al. mit  $4,3 \text{ MPa} \pm 2,7 \text{ MPa}$  für eine Druck-Scherfestigkeit am Dentin ermittelt (Pacifici et al. 2010).

In einer anderen Betrachtung ergab Vertise™ Flow die Werte für Dentin von  $2,9 \text{ MPa} \pm 2,8 \text{ MPa}$  und befindet sich somit in einem vergleichbaren Bereich. Für Schmelz wurde im gleichen Versuch allerdings ein Wert von  $6,6 \text{ MPa} \pm 2,4 \text{ MPa}$  erreicht, welcher ungefähr dem doppelten Wert dieser Arbeit entspricht. Betrachtet man außerdem die weiteren in dieser Studie untersuchten Werkstoffe, lässt sich jedoch kein direkter Zusammenhang zwischen diesen Unterschieden und dem Studiendesign feststellen. So kann man nicht von generell erhöhten Werten ausgehen, da vergleichsweise OptiBond™ XTR am Dentin einen Wert von  $10,6 \text{ MPa} \pm 5,0 \text{ MPa}$  zeigt, also eine wesentlich geringere Druck-Scherfestigkeit als in dieser Arbeit ( $20,0 \text{ MPa} \pm 1,4 \text{ MPa}$ ) (Juloski et al. 2012).

Größere Abweichungen zu den ermittelten Ergebnissen sind in einer Arbeit von Guggenberger et al. zu finden, in welcher Werte für Dentin  $7,0 \text{ MPa} \pm 1,3 \text{ MPa}$  und Werte für Schmelz  $8,6 \text{ MPa} \pm 3,6 \text{ MPa}$  ermittelt wurden (Guggenberger et al. 2010a). Gründe für die Abweichungen sind sowohl aus dem Versuchsaufbau, den Versuchsparametern sowie dem Auswertungsverfahren schwierig abzuleiten. Möglicher Ansatz ist wie oben genannt eine Variabilität der Prüfkörper, also der humanen Zähne, die natürliche Unterschiede aufweisen können.

Bei der Betrachtung wurde festgestellt, dass durch eine zusätzliche Behandlung der Zahnhartsubstanz mit der SÄT vor der Anwendung von Vertise™ Flow eine höhere Druck-Scherfestigkeit erzielt werden kann (Pacifici et al. 2010, Holzmeier et al. 2011, Juloski et al. 2012).

### **6.1.2 Ergebnisse Lichthärtung gegenüber Dunkelhärtung dualhärtender Befestigungskomposite**

Bei fast allen angewendeten Befestigungskompositen waren die 24-Stundenwerte für die Druck-Scherfestigkeit bei Lichthärtung signifikant höher als bei der alleinigen Dunkelhärtung. Ausnahmen hierbei bildeten das selbstadhäsive G-Cem und die nicht selbstadhäsiven Produkte Bistite II DC und NX3, bei welchen keine signifikanten Abweichungen zwischen Licht- und Dunkelhärtung vorhanden waren.

Eine geringe Druck-Scherfestigkeit bei reiner Dunkelhärtung im Vergleich zur Lichthärtung wurde auch unter Verwendung anderer selbstadhäsiver dualhärtender Befestigungskomposite bei ähnlichen Arbeiten registriert (Leevailoj et al. 2007, Faria-e-Silva et al. 2012, Guggenberger et al. 2010b). Gründe dafür könnten in einer geringeren Effektivität, einer unvollständigen Polymerisation und somit vorhandenen Restmonomeren bei ausschließlicher Nutzung der chemischen Initiatoren sein. Um eine bessere Haftung zwischen Dentin und adhäsiv eingesetzter Restauration zu ermöglichen, sollte in jedem Falle eine zusätzliche, intensive Lichthärtung erfolgen, um einen widerstandfähigen Verbund zu schaffen.

Auch die Zeitdauer der Lichthärtung hat einen Einfluss auf das E-Modul der Hybridschicht und des adhäsiven Befestigungskomposits. So erhöht sich das

E-Modul bei zunehmender Dauer der Lichthärtung in den untersuchten Zeiten von 5 bis auf 20 sec (Senawongse et al. 2007).

## **6.2 TLW**

### **6.2.1 Vertise™ Flow**

Auf Grund der geringen Haftwerte am Dentin von Vertise™ Flow im Druck-Scherversuch nach 24-stündiger Lagerung in NaCl wurden keine TLW mit Vertise™ Flow durchgeführt.

### **6.2.2 Adhäsivsysteme**

Der Verbund zwischen den Adhäsivsystemen und Ceram•X™ mono zeigte nach 24-stündiger Lagerung in NaCl bessere Voraussetzungen für den TLW. Für AdheSE® One F konnte ein Wert von  $7,1 \text{ MPa} \pm 0,8 \text{ MPa}$  ermittelt werden. Dieser liegt im Vergleich mit Literaturwerten niedriger. In der Literatur sind Werte im Bereich von  $9,0 \text{ MPa}$  (Duong et al. 2009), über  $10,0 \text{ MPa}$  (Harsono et al. 2009) bis zu  $11,3 \text{ MPa}$  (Vichi et al. 2012) zu finden. Nach TLW lag der Druck-Scherfestigkeitswert von AdheSE® One F bei  $6,9 \text{ MPa} \pm 2,4 \text{ MPa}$ . Zwar ist die Standardabweichung im Vergleich zum Initialwert höher, insgesamt zeigt sich aber kein signifikanter Unterschied. Die Ergebnisse dieser Dauerbelastung lassen vermuten, dass AdheSE® One F gegenüber den Temperaturwechseln in der Mundhöhle stabil ist. Ebenso verhält sich Bond Force, bei dem der Druck-Scherfestigkeitswert nach 24-stündiger Lagerung in NaCl bei  $6,4 \text{ MPa} \pm 1,7 \text{ MPa}$  und bei  $6,1 \text{ MPa} \pm 2,1 \text{ MPa}$  nach TLW lag. Auffällig hingegen ist die starke Abweichung zur Literatur, welche einen Wert von  $17,3 \text{ MPa} \pm 4,3 \text{ MPa}$  ermittelt (Harsono et al. 2009), den auch der Hersteller angibt (Tokuyama 2009). Diese Studie zeigt auch bei anderen verglichenen Produkten einen erhöhten Wert, was auf ein abweichendes Studiendesign zurückzuführen ist. Der nicht signifikante Abfall der Werte nach künstlicher Alterung lässt auf einen langlebigen Haftverbund schließen.

Auch OptiBond™ XTR zeigte keine signifikante Abweichung nach TLW. Der Druck-Scherfestigkeitswert nach 24-stündiger Lagerung in NaCl lag bei  $20,0 \text{ MPa} \pm 1,4 \text{ MPa}$  und bei  $23,6 \text{ MPa} \pm 3,8 \text{ MPa}$  nach TLW. Dieser ist somit der

höchste ermittelte Wert der Arbeit. In der Literatur konnte nur ein geringerer Wert von 10,6 MPa erreicht werden, der aber eine vergleichsweise hohe Standardabweichung von 5,0 MPa zeigt (Juloski et al. 2012). Gründe hierfür wurden bereits unter 6.1 diskutiert. Genauere Ursachen sind aus dem Studiendesign nicht herauszulesen.

Im Unterschied zu den gerade genannten Produkten weisen nachfolgende eine Signifikanz nach TLW im Vergleich zum Wert nach 24-stündiger Lagerung in NaCl auf.

i|BOND® Self Etch lag mit einem Ergebnis von  $12,5 \text{ MPa} \pm 1,9 \text{ MPa}$  im Vergleich zur Literatur nah an dem vom Hersteller angegebenen Wert von 14,4 MPa (Heraeus-Kulzer 2008). In einer anderen Studie erzielte i|BOND® Self Etch einen geringeren Wert von  $5,8 \pm 1,8 \text{ MPa}$  (Vichi et al. 2012). Nach TLW gab es einen starken Abfall auf Werte von durchschnittlich  $2,7 \text{ MPa} \pm 1,6 \text{ MPa}$ , was für eine starke Anfälligkeit gegenüber Temperaturwechseln spricht. Signifikante aber geringere Abweichungen zu den 24-Stundenwerten zeigte OptiBond™ FL mit  $8,8 \text{ MPa} \pm 1,2 \text{ MPa}$  und  $6,3 \text{ MPa} \pm 1,7 \text{ MPa}$  nach TLW. Im Literaturvergleich liegen diese Daten nah bei den Ergebnissen von Juloski et al. mit  $8,2 \pm 3,9 \text{ MPa}$  (Juloski et al. 2012). Die im „Battle of the Bond“ erzielten Werte von 15,0 MPa (Heraeus-Kulzer 2008) konnten nicht erreicht werden. Im Allgemeinen wird dieses Produkt auf Grund seiner geringen Schwankung der Messwerte häufig als Referenz in internationalen Studien eingesetzt (Haller und Blunck 2003).

Xeno® V+ erzielte nach 24-stündiger Lagerung in NaCl eine Druck-Scherfestigkeit von  $10,5 \text{ MPa} \pm 1,6 \text{ MPa}$ . Diese Werte liegen nahe an den in der Literatur befindlichen Ergebnissen und deuten auf eine hohe Aussagekraft der Ergebnisse hin (Vichi et al. 2012, Nikhil et al. 2011). Allerdings fallen die Werte nach TLW mit  $4,9 \text{ MPa} \pm 2,7 \text{ MPa}$  stark ab, was ebenso für eine hohe Sensitivität gegenüber Temperaturveränderung spricht.

Darüber hinaus waren die Werte von XP-Bond™ mit  $13,9 \text{ MPa} \pm 2,8 \text{ MPa}$  sehr nah an den Literaturwerten vom Hersteller von 14,6 MPa (Heraeus-Kulzer 2008). Nach TLW sank auch hier der Wert mit  $7,6 \text{ MPa} \pm 1,9 \text{ MPa}$  signifikant ab. Eine temperaturabhängige Veränderung der Druck-Scherfestigkeit ist auch hier gegeben.

### 6.2.3 Befestigungskomposite

Bistite II DC erreichte eine Druck-Scherfestigkeit von  $4,8 \text{ MPa} \pm 0,6 \text{ MPa}$  nach 24-stündiger Lagerung in NaCl und einen Wert von  $0,3 \text{ MPa} \pm 0,4 \text{ MPa}$  nach TLW. Dies zeigt eine sehr hohe Anfälligkeit gegenüber dem Temperaturwechsel. Der in einer ähnlichen Versuchsanordnung ermittelte Wert von  $11,0 \text{ MPa}$ , bei dem Bistite II DC allerdings nur dunkelhärtend angewendet wurde (Tani und Finger 2003), konnte in dieser Arbeit nicht erzielt werden. Dieser Vergleich kann hier genutzt werden, da sich in der vorliegenden Arbeit kein signifikanter Unterschied zwischen Licht- und Dunkelhärtung ergab. Allerdings wurde auch ein Anstieg der Druck-Scherfestigkeit in Abhängigkeit zu Dauer der Lichthärtung für Bistite II DC ermittelt, bei der Werte von  $6,7 \text{ MPa}$  bis  $7,3 \text{ MPa}$  registriert wurden (Miyazaki et al. 2007). Diese Abweichungen könnten eventuell an einer Anfälligkeit des Produktes gegenüber Anwenderfehlern sein, da es sehr viele einzelne Applikations- und Mischschritte benötigt, bei denen es zu Fehlern kommen kann.

Mit einer Druck-Scherfestigkeit von  $8,6 \text{ MPa} \pm 1,8 \text{ MPa}$  und einem Wert nach TLW von  $9,9 \text{ MPa} \pm 3,8 \text{ MPa}$  lag bei der Kombination von NX3 + OptiBond™FL keine Signifikanz vor. Die Werte lagen allerdings im Bereich von OptiBond™FL mit Ceram•X™ mono (24 h:  $8,8 \text{ MPa} \pm 1,2 \text{ MPa}$ ; TLW:  $6,3 \text{ MPa} \pm 1,7 \text{ MPa}$ ) und lassen darauf schließen, dass der Druck-Scherfestigkeitswert von NX3 in Abhängigkeit zu dem verwendeten Adhäsivsystem steht. Auch in der Literatur sind Zahlen zu finden, die belegen, dass sich die Druck-Scherfestigkeit von NX3 in Abhängigkeit zum verwendeten Adhäsivsystem verändert (Bui et al. 2008, Qian et al. 2008, Shade et al. 2013).

Breeze erreichte eine Druck-Scherfestigkeit von  $8,0 \text{ MPa} \pm 1,0 \text{ MPa}$ . Der Wert nach TLW von  $3,8 \text{ MPa} \pm 2,3 \text{ MPa}$  ist signifikant zum Ergebnis nach 24-stündiger Lagerung in NaCl. Ein ähnlicher Wert nach künstlicher Alterung im  $37^\circ\text{C}$  Wasserbad für 6 Wochen von  $4,3 \text{ MPa} \pm 2,1 \text{ MPa}$  wurde in der Literatur ermittelt (Greitzer et al. 2010). Des Weiteren konnten für Breeze auch höhere Druck-Scherfestigkeitswerte von  $13,0 \text{ MPa} \pm 1,5 \text{ MPa}$  (Kambara et al. 2012) und  $20,6 \text{ MPa}$  (Pentron 2011) ermittelt werden. Sowohl der signifikante Abfall der Druck-Scherfestigkeit nach TLW, als auch ein geringer Wert nach Alterung im Wasserbad spricht für eine Anfälligkeit gegenüber Temperaturwechseln und Feuchtigkeit.



Zwischen der Druck-Scherfestigkeit nach 24 h für Clearfil™ SA Cement von  $6,0 \text{ MPa} \pm 0,8 \text{ MPa}$  und der Druck-Scherfestigkeit nach TLW von  $6,1 \text{ MPa} \pm 1,7 \text{ MPa}$  besteht keine Signifikanz. In der Literatur sind allerdings kleinere Werte von  $3,3 \text{ MPa} \pm 1,2 \text{ MPa}$  für die 24-stündige Lagerung in destilliertem Wasser und eine Druck-Scherfestigkeit von  $1,9 \text{ MPa} \pm 1,3 \text{ MPa}$  nach 24 000 Temperaturzyklen von  $5^\circ\text{C}$  zu  $55^\circ\text{C}$  ermittelt worden (Hitz et al. 2012). Der Unterschied ist eventuell in geringen Abweichungen des Studiendesigns (Verwendung eines Acrylzyinders anstelle eines Kompositzyinders und höhere Schichtstärke des Befestigungskomposits von 1 mm) zu sehen. Die nicht bestehende Signifikanz der Clearfil™ SA Cement Werte bestätigt die Stabilität gegenüber der künstlichen Alterung.

Für G-Cem wurde eine Druck-Scherfestigkeit von  $3,3 \text{ MPa} \pm 0,7 \text{ MPa}$  ermittelt, welche keine Signifikanz zum Wert von  $2,4 \text{ MPa} \pm 3,6 \text{ MPa}$  nach TLW besitzt. Auch für diese Produkt wurden ähnliche Werte von  $3,8 \text{ MPa} \pm 1,4 \text{ MPa}$  (Ozer et al. 2011) und höhere Werte von  $5,5 \text{ MPa} \pm 4 \text{ MPa}$  (Nguyen et al. 2008),  $10,4 \text{ MPa} \pm 1,2$  nach 1000 Temperaturlastwechseln (Kadam et al. 2008) und  $11,1 \text{ MPa} \pm 2,9 \text{ MPa}$  (Roos und Stawarczyk 2012) in der Literatur ermittelt. Hitze et al. registrierte nach einem Initialwert von  $7,9 \text{ MPa} \pm 2,1 \text{ MPa}$  nur einen geringen Abfall der Druck-Scherfestigkeit nach 24 000 Temperaturzyklen von  $5^\circ\text{C}$  zu  $55^\circ\text{C}$  von  $7,2 \text{ MPa} \pm 2,9 \text{ MPa}$  (Hitz et al. 2012), was die Beobachtungen dieser Arbeit auch bestätigt. Die Abweichung der Werte könnte in Abhängigkeit zur Dauer und Art der Lagerung des Produktes liegen, welches auch in der Literatur ermittelt werden konnte (Ozer et al. 2011). G-Cem zeigt nach TLW keine Signifikanz zum Initialwert und ist somit stabil gegenüber dem Wechsel zwischen  $5^\circ\text{C}$  und  $55^\circ\text{C}$ .

Das Produkt RelyX™ Unicem 2 Automix hatte eine Druck-Scherfestigkeit von  $6,3 \text{ MPa} \pm 1,8 \text{ MPa}$  nach 24-stündiger Lagerung in NaCl. Die Druck-Scherfestigkeit fiel nach TLW signifikant auf  $1,5 \text{ MPa} \pm 1,8 \text{ MPa}$  ab. In der Literatur sind höhere Werte von  $18,7 \text{ MPa} \pm 1,3 \text{ MPa}$  (Powers et al. 2011) zu finden, genauso wie Werte im Bereich dieser Arbeit von  $6,1 \text{ MPa} \pm 1,2 \text{ MPa}$  für eine Messung nach 24 h. Allerdings lag die Druck-Scherfestigkeit nach 24 000 Temperaturzyklen von  $5^\circ\text{C}$  zu  $55^\circ\text{C}$  bei  $6,3 \text{ MPa} \pm 2,6 \text{ MPa}$  (Hitz et al. 2012), was nicht einem signifikanten Abfall des Wertes, wie in dieser Arbeit entspricht. Gründe für die Abweichung der Werte zur

Literatur sind aus dem vorliegenden Material nicht ersichtlich und sollten gesondert untersucht werden.

Der Vorgänger RelyX™ Unicem erreichte in der Arbeit von Hitz et al. höhere Werte von  $9,1 \text{ MPa} \pm 2,1 \text{ MPa}$  und  $11,1 \text{ MPa} \pm 2,9 \text{ MPa}$  nach 24 000 Temperaturzyklen von  $5^\circ\text{C}$  zu  $55^\circ\text{C}$  (Hitz et al. 2012). Auch in anderen Arbeiten wurden ähnliche, höhere Werte für den Vorgänger von RelyX™ Unicem 2 wie  $11,5 \text{ MPa} \pm 3,4 \text{ MPa}$  (Roos und Stawarczyk 2012) und  $13,0 \text{ MPa} \pm 3,8 \text{ MPa}$  (Hecht et al. 2009) erzielt. Gründe hierfür könnten in der veränderten Zusammensetzung des Produktes liegen.

Für Smart Cem® 2 wurde eine Druck-Scherfestigkeit von  $4,6 \text{ MPa} \pm 0,5 \text{ MPa}$  nach 24-stündiger Lagerung in NaCl ermittelt. Werte in dem Bereich von  $3,8 \text{ MPa}$  bis  $5,0 \text{ MPa}$  (Hitz et al. 2012, Guggenberger et al. 2010b, Hecht et al. 2009, Liu et al. 2009) und höhere Werte wie  $7,5 \text{ MPa} \pm 2,6 \text{ MPa}$  (Nguyen et al. 2009) und  $8,7 \text{ MPa} \pm 1,6 \text{ MPa}$  (Burtscher et al. 2013) sind auch in der Literatur wiederzufinden. Nach TLW zeigte Smart Cem® 2 einen signifikanten Abfall der Druck-Scherfestigkeit auf  $0,8 \text{ MPa} \pm 1,9 \text{ MPa}$ . Ein Wert von  $0,0 \text{ MPa}$  nach 24 000 Temperaturzyklen von  $5^\circ\text{C}$  zu  $55^\circ\text{C}$  wurden von Hitz et al. ermittelt (Hitz et al. 2012), welcher dem in dieser Arbeit ermittelte Wert sehr nah kommt und die Wertigkeit des Ergebnisse verifiziert. Dies zeigt, dass Smart Cem® 2 anfällig gegenüber thermischen Stress ist. Eine Verbesserung der Druck-Scherfestigkeit kann durch zusätzliche Anwendung eines Adhäsivsystems verbessert werden (Liu et al. 2009).

Das selbstadhäsive Befestigungskomposit SpeedCEM erreichte eine Druck-Scherfestigkeit von  $7,0 \text{ MPa} \pm 1,0 \text{ MPa}$  nach 24 h und einen nicht signifikanten Abfall der Druck-Scherfestigkeit nach TLW auf  $5,5 \text{ MPa} \pm 1,6 \text{ MPa}$ . In der Literatur wurden geringere Werte im Bereich von  $5,6 \text{ MPa}$  bis  $5,7 \text{ MPa}$  ermittelt (Guggenberger et al. 2010b, Hitz et al. 2012). Nach 24 000 Temperaturzyklen von  $5^\circ\text{C}$  zu  $55^\circ\text{C}$ , welches ungefähr im dem Studiendesign dieser Arbeit entspricht, wurde ein starker Abfall der Druck-Scherfestigkeit auf  $2,1 \text{ MPa} \pm 1,3 \text{ MPa}$  zum Initialwert ( $5,7 \text{ MPa} \pm 1,8 \text{ MPa}$ ) ermittelt (Hitz et al. 2012). Neben den geringeren Werten wurde auch ein höherer von  $11,8 \text{ MPa} \pm 1,4 \text{ MPa}$  ermittelt (Powers et al. 2011). Des Weiteren wurden große Unterschiede der Druck-Scherfestigkeit für SpeedCem in Abhängigkeit des Feuchtegehalts der Dentinoberfläche in der Literatur veröffentlicht. In einer Studie lagen die Druck-Scherfestigkeitswerte für SpeedCem im Bereich von  $6,2 \text{ MPa}$  bis

15,9 MPa, wobei der geringste Wert bei einer mit Speichel verunreinigten Oberfläche und der höchste Wert bei „feuchtem Dentin“ ermittelt wurden (Qeblawi et al. 2010). Ähnlich hohe Druck-Scherfestigkeitswerte von  $13,3 \text{ MPa} \pm 2,7 \text{ MPa}$  wurden für QuickCEM, welches der Name des Entwicklungsmusters von SpeedCEM ist, in einer Dissertation bei Anwendung am feuchten Dentin ermittelt (Hirt 2010). Diese starke Anfälligkeit gegenüber der Oberflächenbeschaffenheit des Dentins könnte ein Grund für die Abweichungen der hier ermittelten Werte zur Literatur sein.

### **6.3 Mechanische Eigenschaften**

Um Materialien miteinander zu vergleichen werden Werkstoffprüfungen zur messenden Beurteilung und Bewertung verwendet. Diese Prüfungen sind abhängig von Form, Dimension, Verarbeitungsweise, sowie chemischen und physikalischen Einflüssen während der Versuchsdurchführung (Finger 2005).

In dieser Arbeit wurde zur Ermittlung der Biegefestigkeit ein Drei-Punkt-Biegebruch bei gleichzeitiger Bestimmung des E-Moduls angewendet.

Vorteile des Biegeversuchs sind in der einfachen Herstellung der Prüfkörper und der leichten Durchführung zu sehen. Des Weiteren können gleichzeitig elastische und plastische Kenngrößen bestimmt werden. Nachteilig hingegen ist, dass der Versuch anfällig gegenüber Volumen- und Oberflächendefekten ist. Frakturen der Prüfkörper sind häufig auf Fehlstellen zurückzuführen. Somit ist die Biegefestigkeit keine reine Materialeigenschaft, sondern das Ergebnis, welches aus der Herstellung und Verarbeitung des jeweiligen Produktes entsteht (Kunzelmann 2008).

Zur Ermittlung der Härte wurde in dieser Arbeit die Vickers-Härte bestimmt, bei der mit Hilfe einer Diamantspitze ein Eindruck im Material erzeugt wird, welcher anschließend lichtoptische vermessen wurde.

Die lichtmikroskopische Ermittlung der Härte ist auf Grund der Transparenz und plastischen Deformation am Rand des Eindruckes sehr fehleranfällig. Um diese Fehler zu minimieren kann eine automatische Messung durchgeführt werden, bei der mit Hilfe einer Lastmessdose die Eindringtiefe und die Belastung gleichzeitig aufgezeichnet werden (Kunzelmann 2008).

### 6.3.1 Ergebnisse mechanische Eigenschaften Vertise™ Flow

Mit einer ermittelten Biegefestigkeit von  $95,3 \text{ MPa} \pm 16,2 \text{ MPa}$  lag Vertise™ Flow im Vergleich zu den Befestigungskompositen im mittleren Bereich. Auch die angewendeten fließfähigen Komposite hatten ähnliche Werte. Das ermittelte E-Modul von  $4,2 \pm 0,8 \text{ GPa}$  war im Vergleich zu den anderen Produkten sehr niedrig. Nur Venus® Diamond Flow hatte einen noch geringeren Wert mit  $4,0 \text{ GPa} \pm 0,5 \text{ GPa}$ . Die Firma Kerr™ selbst hat in einer Studie der NOVA University eine Biegefestigkeit für Vertise™ Flow von  $125,0 \text{ MPa}$  und ein E-Modul von  $5,2 \text{ GPa}$  ermittelt (Kerr™ 2010). Abweichungen können auf Grund unterschiedlicher Versuchsdurchführung entstanden sein.

Die ermittelte Vickers-Härte von  $34,4 \pm 1,7$  war im Vergleich zu den restlichen Produkten geringer. Nur Venus® Diamond Flow hatte mit  $32,4 \pm 2,3$  einen noch kleineren Wert. In einer automatischen Messung erzielte Vertise™ Flow eine Vickers-Härte von  $60,2 \text{ N/mm}^2$  (Czasch und Ilie 2013). Bei einer Belastung von  $0,2 \text{ kp}$  für  $10 \text{ sec}$  erzielte Vertise™ Flow eine Härte von  $42,8 \pm 2,1$  (Eliades et al. 2013). Die unterschiedlichen Messwerte sind eventuell in der maschinellen Ermittlung und in der Abweichung der Versuchsparameter zu begründen.

## 6.4 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen

Da die Auswahl der einzelnen Produkte beispielhaft zur Verbildlichung der statistischen Werte erfolgte, ist eine Aussage im Vergleich zu den restlichen verwendeten Produkten, welche nicht rasterelektronenmikroskopisch untersucht wurden, nicht möglich. Dennoch sollen die entstandenen Bilder im Bezug zu den erzielten Druck-Scherfestigkeitswerten gebracht werden.

Alle drei Abbildungen (Abbildung 18, 20, 22) des Schmelznegativs zeigen keine typischen Schmelz-Komposit-Interaktionsmuster. Da eine Signifikanz zwischen der Druck-Scherfestigkeit von Vertise™ Flow und OptiBond™ XTR besteht, ist anzunehmen, dass kein direkter Zusammenhang zwischen dem Ätzmuster am Schmelz und den ermittelten Druck-Scherfestigkeitswerten besteht.

Die Abbildungen 19, 21 und 23, welche das jeweilige Dentinnegativ darstellen, enthalten „tags“ in unterschiedlicher Länge. Hier ist festzustellen, dass die stark ausgeprägten „Kunststofftags“ bei Verwendung von OptiBond™ XTR einer hohen Druck-Scherfestigkeit entsprechen. Trotz der vergleichsweise kürzesten „tags“, welche bei Clearfil™ SA Cement auftraten, konnte eine höhere Druck-Scherfestigkeit als bei Vertise™ Flow ermittelt werden.

Bei rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen von Vertise™ Flow wurden laut Literatur zum Schmelz winzige „micro-tags“ ohne eine deutliche Auflösung von Hydroxylapatit festgestellt. Auch die zum Dentin gebildete Hybridschicht, welche maximal nur wenige 100 nm betrug, war sehr dünn und wies keine klare Demineralisierung auf (Mine et al. 2009). In einer anderen Arbeit wurden nicht gefüllte Dentintubuli und Lücken zwischen Dentin und dem Komposit ermittelt, was eine verminderte Bindungsfähigkeit zur Folge hat (Fu et al. 2013). Dies spiegelt sich auch in den Ergebnissen dieser Arbeit wieder.

## **6.5 Betrachtung aus klinischer Sicht und Weiterentwicklung**

Durch die Innovation der Industrie werden ständig neue Produkte auf den Markt gebracht, die sich erst gegen altbewährte Produkte durchsetzen müssen. Die große Anzahl an Bondingsystemen führt oftmals zu Verwirrung bei den Zahnärzten (Blunck und Haller 1999) und der Wunsch nach Vereinfachung und Übersicht besteht.

Vertise™ Flow folgt zwar dem Wunsch nach Vereinfachung, aber die Indikationen der auf dem Markt befindlichen selbstadhäsiven, fließfähigen Komposite sind auf minimalinvasive okklusale Restaurationen, Korrektur von Füllungsändern, Liner vor Applikation von pastösen Kompositen und zum Verkleben von kieferorthopädischen Brackets begrenzt. Eine unbedenkliche Anwendung der aktuellen Produkte ist nicht gegeben, da Ergebnisse von Langzeitforschungen noch ausstehen (Blunck 2012).

Bei dem in dieser Arbeit durchgeführten Druck-Schertest wurde der Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Kompositen an einer planen Fläche durchgeführt. Die so ermittelten Werte sind somit nicht direkt auf eine klinische Anwendung, bei der eine große Variabilität der Kavität besteht, zu übertragen. Sie dienen dem Vergleich der einzelnen Produktgruppen und sollen die Auswahl für den Behandler erleichtern.

Es gilt die Vorteile der einzelnen Dentalwerkstoffe abzuwägen und ein Produkt in Abhängigkeit der Indikation in Anwendung zu bringen. Vorteilhaft bei einer Self-Etch-Konditionierung sind die Verminderung der erforderten Arbeitsschritte und eine daraus folgende Zeitersparnis. Weiterhin positiv ist, dass durch die reduzierte Anzahl von Arbeitsschritten das Risiko von technischen Fehlern verringert wird (Fava et al. 2003). Diese Vorteile werden allerdings im Fall von Vertise™ Flow auf Kosten der Haftfähigkeit erhalten. Ein zusätzliches Konditionieren durch ein Adhäsivsystem oder ein zusätzliches Ätzen mit Phosphorsäure könnte die Haftfähigkeit verbessern. Dies würde aber den Vorteil gegenüber den Ein- und Mehrflaschenpräparaten zunichtemachen. Ein Zeitvorteil entsteht bei der Anwendung von Vertise™ Flow auch nur in geringen Maßen, da auch hier mit dem Produkt selbst vor der Schichtung konditioniert werden muss.

Die Befestigungskomposite sind den konventionellen Phosphatzementen und Glasionomerkementen in den mechanischen Eigenschaften überlegen. Weitere Vorteile sind eine bessere Ästhetik, eine geringere Löslichkeit und eine höhere Abrasionsresistenz (Rab et al. 2009). Selbstadhäsive Befestigungskomposite sind während der Verarbeitung anfällig gegenüber Feuchtigkeit und müssen unter Trockenlegung verarbeitet werden, was einen zusätzlichen Zeitaufwand gegenüber einem konventionellen Zement zur Folge hat. Bei nicht selbstadhäsiven Befestigungskompositen muss vor der Anwendung des Befestigungskomposits zusätzlich ein Adhäsivsystem angewendet werden, was erneut Zeit kostet. Selbstadhäsive Befestigungskomposite können ohne ein Adhäsivsystem angewendet werden. Dennoch ist anhand der Ergebnisse dieser Arbeit am Beispiel von NX3 mit OptiBond™FL zu erkennen, dass durch eine zusätzliche Anwendung eines Adhäsivsystems eine höhere Druck-Scherfestigkeit erzielt wird. Deshalb ist trotz der neuen selbstadhäsiven Befestigungskomposite die zusätzliche Anwendung eines Adhäsivsystems für einen besseren klinischen Langzeiterfolg empfehlenswert.

Ob es in Zukunft möglich sein wird ein Material zu entwickeln, welches die leichte und schnelle Verarbeitung der konventionellen Zemente oder Amalgame und die ästhetischen Vorteile der Komposite vereint, ist noch nicht abzusehen. Dennoch geht die Tendenz weiter dazu Arbeitsschritte einzusparen und dadurch den Zeitaufwand sowie mögliche Anwendungsfehler zu minimieren.

Weitere Entwicklungen werden in Bereichen wie Nanotechnologie, antibakterielle Biomaterialien, „smart materials“ (Materialien, welche ihre Struktur und Eigenschaften durch äußere Stimuli wie Temperatur, pH-Wert, mechanischen Stress oder elektrische und magnetische Felder verändern), Materialien für Knochen- und Zahnhartsubstanzregeneration und im Bereich selbstreparierender Materialien gemacht (Jandt und Sigusch 2009).

Eine Selbstreparatur soll durch Mikrokapseln, welche mit Substanzen gefüllt sind, die bei Rissbildung freigesetzt werden und durch in die Matrix eingebaute Katalysatoren polymerisieren, erzielt werden (White et al. 2001). Diese Kapseln könnten auch kariesprotektive Stoffe enthalten und einer Sekundärkaries vorbeugen, was somit zu einer beständigeren Füllungstherapie führen könnte.

Diese und andere Fortschritte gilt es in Zukunft zu beobachten und kritisch zu bewerten.

## 7 Schlussfolgerungen

Aus den Ergebnissen dieser Arbeit lassen sich folgende Schlussfolgerungen ableiten:

- Für Vertise™ Flow gibt es auf Grund der geringen mechanischen Eigenschaften und der geringen Druck-Scherfestigkeitswerte nur einen begrenzten Einsatzbereich. Die zusätzliche Anwendung eines Ätzgels oder eines Adhäsivsystems sollte in jedem Fall erfolgen, um einen besseren Verbund zwischen Vertise™ Flow und der Zahnhartsubstanz zu erzielen. Der Vorteil, welcher in der geringen Anzahl an Applikationsschritten und somit in der Verkürzung der Durchführungszeit zu finden ist, wird durch die Anwendung zusätzlicher Präparate nivelliert. Somit ist es für den Anwender sinnvoller ein Ein-Schritt-Self-Etch-Präparat in Verbindung mit einem fließfähigen Komposit zu verwenden, da diese Kombination eine höhere Verbundfestigkeit bei gleicher Anzahl an Arbeitsschritten ermöglicht.
- Für dualhärtende Befestigungskomposite ist eine Empfehlung für die zusätzliche Lichthärtung auszusprechen. Die Lichtpolymerisation erzielte im Vergleich zur reinen chemischen Polymerisation signifikant höhere Druck-Scherfestigkeitswerte. Somit ist auch eine zirkuläre Lichthärtung nach Einsetzen von transluzenten Restaurationen für einen besseren Langzeiterfolg zu empfehlen.
- Auf Grund des hohen Abfalls der Druck-Scherfestigkeit nach Temperaturlastwechsel im Vergleich zum Initialwert nach 24 h sollten auch die selbstadhäsiven Befestigungskomposite in Verbindung mit Adhäsivsystemen in Anwendung gebracht werden, um einen dauerhaften Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration zu ermöglichen.



## 8 Literatur- und Quellenverzeichnis

- 1 Asmussen E, Munksgaard EC. 1988. Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *Int Dent J*, 38(2):97-104.
- 2 Barfuß A. 2011. Aktuelle Trends in der Füllungstherapie. *Dental Magazin*, 29(1):18-25.
- 3 Black GV. 1891. The management of enamel margins. *The Dental cosmos*, 33(2):85-100.
- 4 Blunck U. 2008. Adhäsivsysteme - Übersicht und Hinweise zur Anwendung. *Quintessenz Team-Journal*, 38(6):327-337.
- 5 Blunck U. 2012. Selbstadhäsive fließfähige Komposite: brauchbare Innovation oder Utopie?. *Quintessenz*, 63(12):1515-1527.
- 6 Blunck U, Haller B. 1999. Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz*, 50(10):1021-1033.
- 7 Bowen RL. 1956. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res*, 35(3):360-369.
- 8 Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. 2010. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 26(2):e38-e49.
- 9 Breustedt A, Lenz E, Hrsg. 1985. *Stomatologische Werkstoffkunde*. Zweite Aufl. Leipzig: Barth.
- 10 Bui H, Qian X, Chen X, Tobia D. 2008. Bond compatibility of NX3 resin-cement with 7th generation adhesives [Poster]. In: *J Dent Res Issue 87 (Spec Iss Letter B)*: 0443. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 11 Buonocore M. 1970. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc*, 80(2):324-330.
- 12 Buonocore MG. 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34(6):849-853.
- 13 Burtscher P, Kammann A, Bell C, Rheinberger VM. 2013. Physical properties of self-adhesive luting materials [Vortrag]. In: *J Dent Res Issue 92 (Spec Iss Letter A)*: 2794. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.

- 14 Czasch P, Ilie N. 2013. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of a self-adhesive and four novel flowable composites. *J Adhes Dent*, 15(3):229-236.
- 15 DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. 1995. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*, 11(2):126-131.
- 16 Denner W. 2011. Für alle Kavitätenklassen. *Dental Magazin*, 29(2):148-151.
- 17 Duong T, Perry R, Kugel G, Towers J, Harsono M, Defuria C. 2009. Bond strength testing of self-etch adhesives on enamel and dentin [Vortrag]. In: *J Dent Res Issue 88 (Spec Iss Letter A)*: 2318. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 18 Eliades A, Birpou E, Eliades T, Eliades G. 2013. Self-adhesive restoratives as pit and fissure sealants: a comparative laboratory study. *Dent Mater*, 29(7):752-762.
- 19 Faria-e-Silva AL, Piva E, Lima GS, Boaro LC, Braga RR, Martins LR. 2012. Effect of immediate and delayed light activation on the mechanical properties and degree of conversion in dual-cured resin cements. *J Oral Sci*, 54(3):261-266.
- 20 Fava M, Myaki SI, Arana-Chavez VE, Fava-de-Moraes F. 2003. Effects of a non-rinse conditioner on the enamel of primary teeth. *Braz Dent J*, 14(3):168-171.
- 21 Ferracane JL. 2011. Resin composite - state of the art. *Dent Mater*, 27(1):29-38.
- 22 Finger W. 2005. Begriffsbestimmung der Werkstoffprüfung. In: Eichner K, Kappert HF, Borchers L, Hrsg. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1 Grundlagen und Verarbeitung*. Achte Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag, 383-397.
- 23 Flury S. 2011. Prinzipien der Adhäsion und der Adhäsivtechnik. *Quintessenz Team-Journal*, 41(11):595-600.
- 24 Frankenberg R. 2006. Bonding 2006 - Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. *Quintessenz*, 57(5):485-495.
- 25 Frankenger R. 2007. Zahnärztliche Restaurationen: Reparieren statt Ersetzen?. *Zahnmedizin up2date*, 1(1):29-41.

- 26 Frankenberger R, Tay FR. 2005. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater*, 21(5):397-412.
- 27 Fu J, Kakuda S, Pan F, Hoshika S, Ting S, Fukuoka A, Bao Y, Ikeda T, Nakaoki Y, Selimovic D, Sano H, Sidhu SK. 2013. Bonding performance of a newly developed step-less all-in-one system on dentin. *Dent Mater J*, 32(2):203-211.
- 28 Gängler P, Arnold WH. 2005. Struktur und Funktion des Gebisses in der Mundhöhle. In: Gängler P, Arnold WH, Hrsg. *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Zweite Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag, 13-59.
- 29 Geis-Gerstorfer J, Marxkors R, Hrsg. 2008. *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: Vom Defekt zur Restauration*. Sechste Aufl. Köln: Dt. Zahnärzte-Verlang.
- 30 Glockner K. 2005. Dentinhaftvermittler. In: Gängler P, Arnold WH, Hrsg. *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Zweite Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag, 177-190.
- 31 Greitzer G, Kanca J, Krause E. 2010. Effectiveness of self-adhesive cements [Poster]. In: *J Dent Res Issue 89 (Spec Iss Letter A)*: 780. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 32 Guggenberger R, Luchterhandt T, Stippschild A. 2010a. Comparison of two self-adhesive composite flowables. *Dent Mater*, 26(S1):e32.
- 33 Guggenberger R, Hecht R, Ludsteck M, Raia G, Rennschmid H, Wiedig CA. 2010b. Shear-bond strength of self-adhesive resin cements to enamel and dentin [Paper]. In: *J Dent Res Issue 89 (Spec Iss Letter B)*: 618. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 34 Haller B, Blunck U. 2003. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *ZM*, 93(7):808-818.
- 35 Haller B, Blunck U. 2008. Schmelz- und Dentinhaftung. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. *Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten*. Sechste Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag, 203-241.

- 36 Harsono M, Defuria C, Perry R, Kugel G, Towers J, Stark PC. 2009. Shear bond strength of all-in-one-bonding agent to enamel and dentin [Paper]. In: J Dent Res Issue 88 (Spec Iss Letter A): 2316. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 37 Hecht R, Raia G, Ludsteck M, Rennschmid H, Wiedig CA. 2009. Performance profile of different self-adhesive resin cements [Paper]. In: J Dent Res Issue 88 (Spec Iss Letter B): 6. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 38 Heidemann D. 2001. Amalgamfreie Füllungstherapie. München: Urban und Fischer Verlag.
- 39 Hellwig E, Klimek J, Attin T, Hrsg. 2013. Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Sechste Aufl. Köln: Dt. Zahnärzte-Verlang.
- 40 Heraeus-Kulzer. 2008. Heraeus Kulzer Adhäsive: Wissenschaftliche Information [Produktinformation]. Hanau: Heraeus Kulzer GmbH.
- 41 Hirt F. 2010. Werkstoffkundliche und antibakterielle Untersuchung selbstadhäsiver Befestigungswerkstoffe im Vergleich zu einem Befestigungskomposit und einem Zinkoxidphosphatzement [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- 42 Hitz T, Stawarczyk B, Fischer J, Hammerle CH, Sailer I. 2012. Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. Dent Mater, 28(11):1183-1190.
- 43 Holan G, Eidelman E, Wright GZ. 1997. The effect of internal bevel on marginal leakage at the approximal surface of Class 2 composite restorations. Oper Dent, 22 (5):217-221.
- 44 Hollay C-H. 2011. Anwendung eines dualhärtenden Befestigungskomposits. ZWP, 10:76-77.
- 45 Holzmeier M, Heinemann E, Stellzig-Eisenhauer A. 2011. Benetzungsverhalten und Haftfestigkeit von Flowables auf divers konditionierten Schmelzoberflächen [Poster]. In: Abstractband Kieferorthopädie & Gesundheit: P41. Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e. V.. Dresden: DGKFO.

- 46 Janda R. 2009. Schmelz-Dentin-Adhäsive: Eine Übersicht für Zahntechniker. *Quintessenz Zahntechnik*, 35(3):330-344.
- 47 Jandt KD, Sigusch BW. 2009. Future perspectives of resin-based dental materials. *Dent Mater*, 25(8):1001-1006.
- 48 Juloski J, Goracci C, Rengo C, Giovannetti A, Vichi A, Vulicevic ZR, Ferrari M. 2012. Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. *Am J Dent*, 25(4):239-243.
- 49 Kadam P, Zadeh R, Cakir D, Preston B, Ramp LC, Burgess J. 2008. Shear bond strength of self-adhesive cements to enamel and dentin [Poster]. In: *J Dent Res Issue 87 (Spec Iss Letter B): 0385*. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 50 Kambara K, Nakajima M, Hosaka K, Takahashi M, Thanatvarakorn O, Ichinose S, Foxton RM, Tagami J. 2012. Effect of smear layer treatment on dentin bond of self-adhesive cements. *Dent Mater J*, 31(6):980-987.
- 51 Kerr™. 2010. *Technisches Bulletin Vertise™ Flow* [Produktinformation]. Bioggio: KerrHawe SA.
- 52 Kimmich M, Stappert CF. 2013. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc*, 144(1):31-44.
- 53 Kuckartz U, Rädiker S, Ebert T, Schehl J. 2010. *Statistik: Eine verständliche Einführung*. Wiesbaden: VS Verlag für Sozialwissenschaften / GWV Fachverlage GmbH.
- 54 Kunzelmann K-H. 2008. Aufbau der Kompositfüllungswerkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. *Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten*. Sechste Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag, 203-241.
- 55 Leevailoj C, Ua-wutthikrerk P, Poolthong S. 2007. Shear bond strength of dual-cured and self-cured resin composites to dentin using different bonding agents and techniques. *Oper Dent*, 32(2):149-159.
- 56 Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. 2001. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, 80(7):1605-1614.

- 57 Liu H, Hayes L, Waller M. 2009. Effect of self-etch adhesives on bond strength of self-adhesive cements [Abstract]. In: J Dent Res Issue 88 (Spec Iss Letter A): 1828. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 58 Meckel AH, Griebstein WJ, Neal RJ. 1965. Structure of mature human dental enamel as observed by electron microscopy. Arch Oral Biol, 10(5):775-783.
- 59 Meyer-Lückel H, Paris S, Ekstrand K. 2012. Karies: Wissenschaft und klinische Praxis. Stuttgart: Thieme Verlag.
- 60 Mine A, Poitevin A, Peumans M, Sabbagh J, De Munck J, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. 2009. TEM interfacial characterization of an adhesive-free composite bonded to enamel/dentin [Abstract]. In: J Dent Res Issue 88 (Spec Iss Letter A): 2961. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 61 Miyazaki M, Uekusa S, Yamamoto A, Takamizawa T, Kurokawa H, Ando S, Hinoura K. 2007. Influence of delayed light-activation on bonding of dual-cured resin cements [Poster]. In: J Dent Res Issue 86 (Spec Iss Letter A): 1548. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 62 Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. 1982. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res, 16(3):265-273.
- 63 Nguyen T, Nguyen TD, Qian X, Tobia D. 2009. Adhesive properties of several new self-adhesive resin cements [Abstract]. In: J Dent Res Issue 88 (Spec Iss Letter A): 987. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 64 Nguyen TD, Qian X, Tobia D. 2008. Dentin bond strength of a new self-adhesive resin cement [Poster]. In: J Dent Res Issue 87 (Spec Iss Letter B): 0442. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 65 Nikhil V, Singh V, Chaudhry S. 2011. Comparative evaluation of bond strength of three contemporary self-etch adhesives: an ex vivo study. Contemp Clin Dent, 2(2):94-97.
- 66 Osborne JW, Summitt JB. 1998. Extension for prevention: is it relevant today?. Am J Dent, 11(4):189-196.
- 67 Ott RW, Vollmer H-P, Krug WE. 2003. Klinik- und Praxisführer Zahnmedizin. Stuttgart: Thieme Verlag.

- 68 Ozer F, Ovecoglu H, Kashyap K, Iriboz E, Blatz MB. 2011. Shelf-life of self-adhesive cements after two-storage time periods [Poster]. In: J Dent Res Issue 90 (Spec Iss Letter B): 440. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 69 Pacifici E, Giovannetti A, Goracci C, Vichi A, Polimeni A, Ferrari M. 2010. Shear-bond strength of a new restorative material to primary dentin. Dent Mater, 26(S1):e14-e15.
- 70 Pashley DH, Pashley EL. 1991. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent, 4(1):5-9.
- 71 Pentron. 2011 Breeze® self-adhesive resin cement [Produktinformation]. Orange (Kalifornien): Pentron Clinical.
- 72 Powers JM, Yapp RA, Malmsten A. 2011. Bond strength of self-adhesive resin cement to tooth structure/ceramics [Poster]. In: J Dent Res Issue 90 (Spec Iss Letter A): 511. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 73 Qeblawi D, Antonson S, Nihlawi O, McCabe P, Spivey C, Tysowsky G. 2010. Effect of dentin condition on bond strength of self-adhesive cements [Poster]. In: J Dent Res Issue 89 (Spec Iss Letter B): 391. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 74 Qian X, Bui H, Tobia D. 2008. Dentin bond strength of NX3 resin cement [Poster]. In: J Dent Res Issue 87 (Spec Iss Letter A): 0838. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 75 Rab J, Rzanny A, Göbel R, Welker D. 2009. Experimentell-vergleichende Untersuchungen an Befestigungswerkstoffen unter besonderer Berücksichtigung von Kompositen. ZWR, 118(9):408-419.
- 76 Roos M, Stawarczyk B. 2012. Evaluation of bond strength of resin cements using different general-purpose statistical software packages for two-parameter Weibull statistics. Dent Mater, 28(7):e76-e88.
- 77 Senawongse P, Harnirattisai C, Otsuki M, Tagami J. 2007. Effect of LED light-curing time for the adhesive resin on the modulus of elasticity. Am J Dent, 20(3):139-141.

- 78 Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. 2010. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*, 26(2):e78-e93.
- 79 Schmidseider J, Munz T, Allen EP, Hrsg. 2009. *Ästhetische Zahnmedizin*. Zweite Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag.
- 80 Schneider H. 1995. *Konservierende Zahnheilkunde*. Linnich: Apollonia-Verlag.
- 81 Shade A, Vandewalle K, Wajdowicz M, Bailey C. 2013. Dentin bond strength of resin cements using simplified adhesive agents [Poster]. In: *J Dent Res Issue 92 (Spec Iss Letter A)*: 1055. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 82 Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. 1975. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*, 9(5):373-387.
- 83 Städtler P. 2005. Füllungstherapie mit Kompositmaterialien und Glasionomerkementen. In: Gängler P, Arnold WH, Hrsg. *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Zweite Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag, 177-190.
- 84 Staehle HJ. 2009. Reparatur eines frakturierten Keramikinlays - Eine Langzeitbeobachtung. *Quintessenz*, 60(6):705-711.
- 85 Staehle HJ. 2011. Reparatur zahnärztlicher Restaurationen ZWB, (12):30-32.
- 86 Szep S. 2005. Komposit Materialkunde Teil 1: Herkömmliche Komposite. *Quintessenz Team-Journal*, 35(4):203-210.
- 87 Tackmann W. 1977. *Repetitorium der Histologie Teil 2 Organe und Systeme*. Berlin: Auxilium.
- 88 Tani C, Finger WJ. 2003. Comparative evaluation of four adhesive luting resin cements [Poster]. In: *J Dent Res Issue 82 (Spec Iss Letter B)*: 0059. International Association for Dental Research. Alexandria: IADR.
- 89 Tokuyama. 2009. *Scientific Research Result Scientific Bond Force* [Produktinformation]. Tokio: Tokuyama Dental Corporation.
- 90 Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. 2010. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 26(2):e100-e121.



- 91 Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. 2012. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. Clin Oral Investig, 17(6):1497-1506.
- 92 Waldeyer A, Fanghänel J, Hrsg. 2003. Anatomie des Menschen. 17te Aufl. Berlin: de Gruyter.
- 93 Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. 2011. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. Dent Mater, 27(2):197-205.
- 94 Weiß C. 2010. Basiswissen Medizinische Statistik. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.
- 95 White SR, Sottos NR, Geubelle PH, Moore JS, Kessler MR, Sriram SR, Brown EN, Viswanathan S. 2001. Autonomic healing of polymer composites. Nature, 409(6822):794-797.

## 9 Tabellenanhang

Tabelle 1 siehe Kapitel 2.5.

### 9.1 Druck-Scherfestigkeit

#### 9.1.1 Druck-Scherfestigkeit: Dentin

Tabelle 2: Druck-Scherfestigkeit Vertise™ Flow

	Vertise™ Flow
M	3,1
s	1,3

Mittelwert (M) in MPa; Standardabweichung (s)

Tabelle 3: Druck-Scherfestigkeit Adhäsivsysteme

	AdheSE ® One F	Bond Force	i BOND® Self Etch	OptiBond ™ FL	OptiBond ™ XTR	Xeno® V+	XP-Bond ™
M	7,1	6,4	12,4	8,8	20,0	10,5	13,9
s	0,8	1,7	1,9	1,2	1,4	1,7	2,8
M-T	6,9	6,1	2,7	6,3	23,6	4,9	7,6
s-T	2,4	2,1	1,6	1,7	3,8	2,7	1,9

Mittelwert (M) in MPa; Standardabweichung (s); Mittelwert nach 25 000 TLW (M-T) in MPa;  
Standardabweichung nach 25 000 TLW (s-T)

Tabelle 4: Druck-Scherfestigkeit Befestigungskomposite

	Bistite II DC	NX3 + OptiBond™ FL
M	4,8	8,6
s	0,6	1,8
M-D	4,8	8,9
s-D	1,0	2,1
M-T	0,3	9,9
s-T	0,4	3,8

Mittelwert nach Lichthärtung (M) in MPa; Standardabweichung nach Lichthärtung (s); Mittelwert nach Dunkelhärtung (M-D) in MPa; Standardabweichung nach Dunkelhärtung (s-D); Mittelwert nach 25 000 TLW (M-T) in MPa; Standardabweichung nach 25 000 TLW (s-T)

Tabelle 5: Druck-Scherfestigkeit selbstadhäsive Befestigungskomposite

	<u>Breeze</u>	<u>Clearfil™</u> <u>SA Cement</u>	<u>G-Cem</u>	<u>RelyX™ Unicem</u> <u>2 Automix</u>	<u>Smart</u> <u>Cem® 2</u>	<u>SpeedCEM</u>
<u>M</u>	<u>8,0</u>	<u>6,0</u>	<u>3,3</u>	<u>6,3</u>	<u>4,6</u>	<u>7,0</u>
<u>s</u>	<u>1,0</u>	<u>0,8</u>	<u>0,7</u>	<u>1,9</u>	<u>0,5</u>	<u>1,0</u>
<u>M-D</u>	<u>4,9</u>	<u>4,0</u>	<u>3,0</u>	<u>2,8</u>	<u>2,4</u>	<u>2,6</u>
<u>s-D</u>	<u>0,9</u>	<u>0,7</u>	<u>0,8</u>	<u>1,2</u>	<u>0,5</u>	<u>0,7</u>
<u>M-T</u>	<u>3,8</u>	<u>6,1</u>	<u>2,4</u>	<u>1,5</u>	<u>0,8</u>	<u>5,5</u>
<u>s-T</u>	<u>2,3</u>	<u>1,7</u>	<u>3,6</u>	<u>1,8</u>	<u>1,9</u>	<u>1,6</u>

Mittelwert nach Lichthärtung (M) in MPa; Standardabweichung nach Lichthärtung (s); Mittelwert nach Dunkelhärtung (M-D) in MPa; Standardabweichung nach Dunkelhärtung (s-D); Mittelwert nach 25 000 TLW (M-T) in MPa; Standardabweichung nach 25 000 TLW (s-T)

Tabelle 6: Druck-Scherfestigkeit fließfähiger Komposite + Adhäsivsystem

	Estelite Flow Quick High Flow + Bond Force	Estelite Flow Quick + Bond Force	Estelite Flow Quick + i BOND® Self Etch	Venus® Diamond Flow + i BOND® Self Etch
M	11,0	11,4	8,0	7,8
s	2,7	3,1	0,8	1,9

Mittelwert (M) in MPa; Standardabweichung (s)

### 9.1.2 Druck-Scherfestigkeit: Schmelz

Tabelle 7: Druck-Scherfestigkeit am Schmelz

	Vertise™ Flow	Clearfil™ SA Cement	Breeze	Optibond™ XTR
M	2,9	3,5	3,4	10,4
s	1,1	0,5	0,5	1,8

Mittelwert (M) in MPa; Standardabweichung (s)

## 9.2 Mechanische Eigenschaften

Tabelle 8: Mechanische Eigenschaften Vertise™ Flow

	Vertise™ Flow
M-E	4231,4
s-E	752,0
M-B	95,3
s-B	16,2
M-HV5	34,4
s-HV5	1,7

Mittelwert E-Modul (M-E) in MPa; Standardabweichung E-Modul (s-E); Mittelwert Biegefestigkeit (M-B) in MPa; Standardabweichung Biegefestigkeit (s-B); Mittelwert Vickers-Härte (M-HV5); Standardabweichung Vickers-Härte (s-HV5)

Tabelle 9: Mechanische Eigenschaften fließfähiger Komposite

	Estelite Flow Quick	Venus® Diamond Flow
M-E	5867,0	3993,7
s-E	659,0	529,6
M-B	105,4	98,3
s-B	20,3	23,4
M-HV5	65,7	32,4
s-HV5	3,6	2,3

Mittelwert E-Modul (M-E) in MPa; Standardabweichung E-Modul (s-E); Mittelwert Biegefestigkeit (M-B) in MPa; Standardabweichung Biegefestigkeit (s-B); Mittelwert Vickers-Härte (M-HV5); Standardabweichung Vickers-Härte (s-HV5)

Tabelle 10.1: Mechanische Eigenschaften Befestigungskomposite

	Bistite II DC	Breeze	Clearfil™ SA Cement	G-Cem
M-E	6980,2	5106,1	4916,5	8102,8
s-E	769,8	597,4	286,7	1225,3
M-B	102,9	118,9	83,8	137,9
s-B	15,6	16,1	15,8	28,5
M-HV5	77,5	37,1	39,8	65,2
s-HV5	5,2	1,7	1,6	1,6

Mittelwert E-Modul (M-E) in MPa; Standardabweichung E-Modul (s-E); Mittelwert Biegefestigkeit (M-B) in MPa; Standardabweichung Beigefestigkeit (s-B); Mittelwert Vickers-Härte (M-HV5); Standardabweichung Vickers-Härte (s-HV5)

Tabelle 10.2: Mechanische Eigenschaften Befestigungskomposite

	NX3	RelyX™ Unicem 2 Automix	Smart Cem® 2	SpeedCEM
M-E	4716,2	6020,5	5405,2	4253,2
s-E	785,7	338,0	841,6	473,2
M-B	91,0	87,2	95,5	89,7
s-B	14,4	11,7	5,8	4,9
M-HV5	42,4	52,9	43,9	38,1
s-HV5	1,6	2,0	6,7	2,4

Mittelwert E-Modul (M-E) in MPa; Standardabweichung E-Modul (s-E); Mittelwert Biegefestigkeit (M-B) in MPa; Standardabweichung Beigefestigkeit (s-B); Mittelwert Vickers-Härte (M-HV5); Standardabweichung Vickers-Härte (s-HV5)

### 9.3 Heteroskedastischer t-Test

#### 9.3.1 Druck-Scherfestigkeit: Dentin

Tabelle 11: Vertise™ Flow/Adhäsivsysteme

	AdheSE® One F	Bond Force	i BOND® Self Etch	OptiBond ™ FL	OptiBond ™ XTR	Xeno ® V+	XP- Bond™
Vertise ™ Flow	x	x	x	x	x	x	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 12: Adhäsivsysteme nach 24h Lagerung/Adhäsivsysteme nach 25 000 TLW

	AdheSE® One F	Bond Force	i BOND® Self Etch	OptiBond ™ FL	OptiBond ™ XTR	Xeno ® V+	XP- Bond™
TLW			x	x		x	x

TLW: Wert des jeweiligen Produktes nach 25 000 TLW; statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 13: Vertise™ Flow/Befestigungskomposite

	Bistite II DC	NX3 + OptiBond™FL
Vertise™ Flow	x	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 14: Vertise™ Flow/selbstadhäsive Befestigungskomposite

	Breeze	Clearfil™ SA Cement	G-Cem	RelyX™ Unicem 2 Automix	Smart Cem® 2	SpeedCEM
Vertise ™ Flow	x	x		x	x	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 15: Befestigungskomposit nach 24 h Lagerung/Befestigungskomposit nach Dunkelhärtung & Befestigungskomposit nach 25 000 TLW

	Bistite II DC	NX3 + OptiBond™ FL
D		
TLW	x	

D: Wert des jeweiligen Produktes nach Dunkelhärtung; TLW: Wert des jeweiligen Produktes nach 25 000 TLW; statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 16: selbstadhäsive Befestigungskomposite nach 24 h Lagerung/selbstadhäsive Befestigungskomposite nach Dunkelhärtung & selbstadhäsive Befestigungskomposite nach 25 000 TLW

	Breeze	Clearfil™ SA Cement	G-Cem	RelyX™ Unicem 2 Automix	Smart Cem® 2	SpeedCEM
D	x	x		x	x	x
TLW	x			x	x	

D: Wert des jeweiligen Produktes nach Dunkelhärtung; TLW: Wert des jeweiligen Produktes nach 25 000 TLW; statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 17: Vertise™ Flow/fließfähige Komposite + Adhäsivsystem

	Estelite Flow Quick High Flow + Bond Force	Estelite Flow Quick + Bond Force	Estelite Flow Quick + i BOND® Self Etch	Venus® Diamond Flow + i BOND® Self Etch
Vertise ™ Flow	x	x	x	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 18: fließfähige Komposite + Adhäsivsystem

	Estelite Flow Quick High Flow + Bond Force
Estelite Flow Quick + Bond Force	

Statistische Signifikanz vorhanden (x)



Tabelle 19: fließfähige Komposite + Adhäsivsystem

	Venus® Diamond Flow + i BOND® Self Etch
Estelite Flow Quick + i BOND® Self Etch	

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 20: fließfähige Komposite + Adhäsivsystem

	Venus® Diamond Flow + i BOND® Self Etch
Estelite Flow Quick + Bond Force	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

### 9.3.2 Druck-Scherfestigkeit: Schmelz

Tabelle 21: Vertise™ Flow/Clearfil™ SA Cement/Breeze/Optibond™ XTR

	Clearfil™ SA Cement	Breeze	Optibond™ XTR
Vertise™ Flow			x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 22: Clearfil™ SA Cement/Breeze

	Clearfil™ SA Cement
Breeze	

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

### 9.3.3 Mechanische Eigenschaften Befestigungskomposite

#### E-Modul

Tabelle 23: E-Modul von Vertise™ Flow/Befestigungskomposite

	Bistite II DC	NX3 + OptiBond™ FL
Vertise™ Flow	x	

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 24: E-Modul von Vertise™ Flow/fließfähige Befestigungskomposite

	Breeze	Clearfil™ SA Cement	G-Cem	RelyX™ Unicem 2 Automix	Smart Cem® 2	SpeedCEM
Vertise™ Flow	x		x	x	x	

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

#### Biegefestigkeit

Tabelle 25: Biegefestigkeit von Vertise™ Flow/Befestigungskomposite

	Bistite II DC	NX3 + OptiBond™ FL
Vertise™ Flow		

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 26: Biegefestigkeit von Vertise™ Flow/fließfähige Befestigungskomposite

	Breeze	Clearfil™ SA Cement	G-Cem	RelyX™ Unicem 2 Automix	Smart Cem® 2	SpeedCEM
Vertise™ Flow	x		x			

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

## Vickers-Härte

Tabelle 27: Vickers-Härte von Vertise™ Flow/Befestigungskomposite

	Bistite II DC	NX3 + OptiBond™FL
Vertise™ Flow	x	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 28: Vickers-Härte von Vertise™ Flow/fließfähige Befestigungskomposite

	Breeze	Clearfil™ SA Cement	G-Cem	RelyX™ Unicem 2 Automix	Smart Cem® 2	SpeedCEM
Vertise™ Flow	x	x	x	x	x	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

### 9.3.4 Mechanische Eigenschaften fließfähige Komposite

#### E-Modul

Tabelle 29: E-Modul von Vertise™ Flow/fließfähige Komposite

	Vertise™ Flow
Venus® Diamond Flow	
Estelite Flow Quick	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 30: E-Modul fließfähige Komposite

	Estelite Flow Quick
Venus® Diamond Flow	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

**Biegefestigkeit**Tabelle 31: Biegefestigkeit von Vertise™ Flow/fließfähige Komposite

	Vertise™ Flow
Venus® Diamond Flow	
Estelite Flow Quick	

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 32: Biegefestigkeit fließfähige Komposite

	Estelite Flow Quick
Venus® Diamond Flow	

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

**Vickers-Härte**Tabelle 33: Vickers-Härte von Vertise™ Flow/fließfähige Komposite

	Vertise™ Flow
Venus® Diamond Flow	x
Estelite Flow Quick	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

Tabelle 34: Vickers-Härte fließfähige Komposite

	Estelite Flow Quick
Venus® Diamond Flow	x

Statistische Signifikanz vorhanden (x)

## 10 Anhang

### Danksagung

Hiermit möchte ich Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. H. Küpper, für die Aufnahme als Promovend an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums der Friedrich-Schiller-Universität Jena danken.

Des Weiteren gilt mein Dank Frau Oberärztin PD Dr. med. dent. habil. M. Schmidt, Leiterin der Propädeutik an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Jena der Friedrich-Schiller-Universität Jena, welche am stetigen Fortgang meiner Arbeit interessiert war und mich fachlich unterstützte.

Weiterhin möchte ich Frau Dr. rer. nat. A. Rzanny, wissenschaftliche Mitarbeiterin des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Klinik und Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Universitätsklinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena, für die fachliche Beratung und Hilfestellung bei der Durchführung der werkstoffkundlichen Experimente, sowie für die Unterstützung bei der Fertigstellung der Arbeit danken.

Des Weiteren danke ich Herrn Dr. rer. nat. Roland Göbel und Herrn Mario Facht, wissenschaftliche Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Klinik und Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Universitätsklinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena, für die fachliche Hilfestellung und stetige Beratung und Betreuung.

Außerdem möchte ich Herrn Dipl.-Ing. (FH) G. Raser, wissenschaftlicher Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Klinik und Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Universitätsklinikum der Friedrich-Schiller-Universität, für die Hilfestellung und Durchführung der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen danken.

Ebenso danke ich Dipl.-Stom. A. Wenk, Dr. med. dent. L. Knauer, Dr. med. dent. M. Hellmuth, Zahnarzt S. Tretner und der Praxis für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie Dr. Siebert für die Bereitstellung der verwendeten Zähne.

Ein besonderer Dank gilt auch meiner Freundin Katy Schlosser und meiner Familie, welche stets am Fortgang der Arbeit interessiert waren und mich während der Anfertigung verständnisvoll unterstützt haben.

## **Lebenslauf**

**In digitaler Version nicht verfügbar!**

## **Ehrenwörtliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Frau OÄ PD Dr. med. dent. habil. M. Schmidt und Dr. rer. nat. A. Rzanny sowie die in der Danksagung genannten Personen,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, 04.12.2013

Stefan Wenk